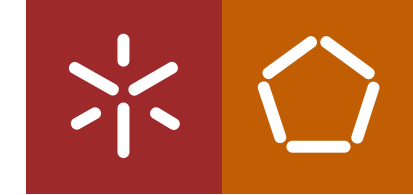




Catarina Manuela Rodrigues Meireles

Desenvolvimento de um Protótipo Físico para  
a Simulação do Sistema Respiratório Humano

Universidade do Minho  
Escola de Engenharia







Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Catarina Manuela Rodrigues Meireles

## Desenvolvimento de um Protótipo Físico para a Simulação do Sistema Respiratório Humano

Tese de Mestrado  
Ciclo de Estudos Conducentes ao  
Grau de Mestre em Engenharia Mecatrónica

Trabalho efetuado sob a orientação do  
Professor Doutor José Mendes Machado  
Professora Doutora Celina Maria Godinho da Silva Pinto  
Leão

## DECLARAÇÃO

Nome: Catarina Manuela Rodrigues Meireles

Correio eletrónico: catarina\_meireles16@hotmail.com

Tel./Tlm.: 916170566

Número do Bilhete de Identidade: 13733427

Título da dissertação: Desenvolvimento de um Protótipo Físico para a Simulação do Sistema Respiratório Humano

Ano de conclusão: 2013

Orientador(es): Professor Doutor José Mendes Machado e Professora Doutora Celina Maria Godinho da Silva Pinto Leão

Designação do Mestrado: Mestrado em Engenharia Mecatrónica

Ciclo de Estudos Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia

Área de Especialização: Automação

Escola: Escola de Engenharia

Departamento: Departamento de Engenharia Mecânica

1. É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

2. É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA DISSERTAÇÃO (indicar, caso tal seja necessário, nº máximo de páginas, ilustrações, gráficos, etc.), APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

3. De acordo com a legislação em vigor, não é permitida a reprodução de qualquer parte desta dissertação

Guimarães, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

## **Agradecimentos**

Quero agradecer todo o apoio, atenção e disponibilidade por parte do meu orientador, Professor Doutor José Machado, da minha co-orientadora Professora Doutora Celina Leão assim como da Professora Doutora Filomena Soares.

À minha colega Carla Barros um obrigada pela disponibilidade e atenção.

Um agradecimento especial à minha irmã Emília por todo o apoio e à minha irmã Sofia por do alto dos seus 12 anos ter sempre uma solução fácil para os meus problemas.

Aos meus pais, que sempre me apoiaram, um enorme obrigada pois sem eles nada disto era possível.

Agradeço às minhas amigas Rita, Daniela e Linda Joana por estarem sempre prontas a ouvir os meus problemas.



## Resumo

O Sistema Respiratório pode ser definido como um conjunto de órgãos e estruturas anatómicas que trabalham de forma coordenada possibilitando a respiração pulmonar, ou seja, a troca de substâncias gasosas ( $O_2$  e  $CO_2$ ) entre o exterior e o interior do corpo humano. São diversas as patologias inerentes ao mau funcionamento deste sistema e, muitas delas, podem ser diagnosticadas e avaliadas analisando os princípios da mecânica respiratória de cada paciente. A análise de parâmetros, como o fluxo de ar inspirado o volume pulmonar e, a espirometria, permitem fazer o despiste de algumas patologias respiratórias.

O funcionamento do Sistema Respiratório nem sempre é assimilado de forma simples, dado que, este possui uma mecânica complexa mesmo, quando a ventilação não é espontânea mas sim assistida - Ventilação Mecânica.

Durante esta dissertação, o estudo esteve direcionado para a elaboração de um modelo matemático representativo do Sistema Respiratório Humano onde seja contemplado o maior número de características possíveis e, através do qual, seja possível obter informações respiratórias de diferentes tipos de pacientes com patologias distintas, com respiração assistida ou com respiração espontânea.

Após ultrapassadas algumas dificuldades encontradas, relativas ao estudo de um modelo matemático que não cumpriu os objetivos definidos, foi estudado um segundo modelo matemático representativo do Sistema Respiratório através do seu equivalente elétrico. A função de transferência do circuito foi implementada em *Matlab* e, alterando os parâmetros de entrada, foi possível obter um modelo que represente o Sistema Respiratório e que permite obter os gráficos de volume e fluxo de ar, movimentado de pacientes saudáveis com respiração espontânea e com patologia.

Com base no modelo anterior foi construído uma interface gráfica com o intuito de aumentar a interatividade com o utilizador e permitir simular um estado fisiológico pretendido. Para tal, o utilizador pode definir qual o sinal de pressão nas vias aéreas de entre as opções pretendidas ou inserir os dados que pretende simular.





## Abstract

The Respiratory System can be defined as a group of organs and anatomical structures that work in a coordinated manner enabling the pulmonary respiration, in other words, the exchange of gaseous substances ( $O_2$  and  $CO_2$ ) between the exterior and interior of the human body.

There are several pathologies inherent to the malfunction of this system and, many of them can be diagnosed and evaluated by analyzing the respiratory mechanics of each patient. The analysis of parameters like the inhaled air flow, the pulmonary volume and, by spirometer, allow the screening of some respiratory pathologies. The operation of the Respiratory System is not always assimilated simply because this has a mechanical complex even when the ventilation is not spontaneous but rather assisted- Mechanical Ventilation.

During this study, work has been directed to the preparation of a representative mathematical model of the respiratory system where the largest number of possible characteristics is contemplated and, through which it is possible to obtain respiratory information of different types of patients with different pathologies with assisted respiration or spontaneous respiration.

After overcome some difficulties, found along the work, relatively of mathematical model mod2, that not fulfilled defined objectives, was studied a new model, mod 4. The transfer function of the circuit was implemented in Matlab and by changing the input parameters it was possible to obtain a model that represents the Respiratory System and graphs the volume and movement air flow of healthy patients with spontaneous respiration and pathology.

Based on the previous model, mod4, a graphical interphase was built in order to increase interactivity with the user and allow to simulate a desired physiological state. To do this, the user can define the sign of airway pressure from the options given, or enter the data they want to simulate.



# Índice

Agradecimentos.....	i
Resumo.....	iii
Abstract .....	v
Índice.....	vii
Índice de Figuras .....	ix
Índice de Tabelas.....	xiii
Nomenclatura .....	xiv
1.Introdução .....	- 1 -
1.1.Contextualização.....	- 3 -
1.2.Objectivos .....	- 3 -
1.3.Estrutura.....	- 4 -
2.Fundamentação Teórica - Sistema Respiratório Humano .....	- 5 -
2.1.Anatomia do Sistema Respiratório .....	- 6 -
2.2.Fisiologia do Sistema Respiratório .....	- 8 -
2.3.Testes de diagnóstico pulmonar - Espirometria .....	- 12 -
2.4.Patologias do Sistema Respiratório.....	- 13 -
2.4.1.Patologia Obstrutiva .....	- 13 -
2.4.2.Patologia Restritiva.....	- 13 -
2.5.Ventilação Mecânica.....	- 14 -
2.4.1.Ventilação Controlada por Volume - VCV .....	- 14 -
2.4.2.Ventilação Controlada por Pressão - PCV.....	- 15 -
3.Representações do Sistema Respiratório Humano .....	- 17 -
3.1. Mecânica Pulmonar Controlada por Computador - Mod1 .....	- 18 -
3.2. Mecânica Pulmonar Controlada por Computador - Mod2.....	- 20 -
3.3. Equivalente Elétrico do Sistema Respiratório - Mod3.....	- 25 -
3.4.Simulação e Análise do Funcionamento Pulmonar - Mod4.....	- 27 -
3.5.Análise dos Diferentes Modelos .....	- 30 -
4.Estudo do Sistema Respiratório Humano.....	- 33 -
4.1.Situações Fisiológicas Simuladas .....	- 34 -
4.2. Funcionamento Pulmonar Controlado por Computador .....	- 38 -
4.2.1.Descrição do Modelo Matemático Mod2 .....	- 38 -
4.2.2. Aplicação do Modelo a Diferentes Condições Fisiológicas .....	- 40 -
4.2.2.1.Pacientes Saudáveis - Ventilação Mecânica.....	- 41 -
4.2.2.2.Simulação com Onda Sinusoidal .....	- 46 -
4.2.2.3.Pacientes Saudáveis - Respiração Espontânea .....	- 48 -

4.2.3.Discussão de Resultados .....	- 51 -
4.3. Simulação e Análise do Funcionamento Pulmonar - Mod4.....	- 52 -
4.3.1.Descrição do Modelo Matemático Mod4 .....	- 52 -
4.3.2. Aplicação do Modelo a Diferentes Condições Fisiológicas .....	- 54 -
4.3.3. Discussão de Resultados .....	- 63 -
5.Construção da Interface Gráfica.....	- 65 -
5.1.Apresentação da Interface Gráfica .....	- 66 -
5.2.Apresentação do Funcionamento da Interface Gráfica .....	- 67 -
5.3.Discussão de Resultados .....	- 69 -
6.Conclusões e Trabalho Futuro.....	- 71 -
7. Bibliografia .....	- 75 -
8.Anexos.....	- 77 -
8.1.Anexo A.....	- 77 -
8.2.Anexo B .....	- 83 -
8.3.Anexo C .....	- 92 -

## Índice de Figuras

Figura 1 - Representação anatômica do Sistema Respiratório Humano [4].....	6 -
Figura 2 - Esquema representativo da divisão das vias aéreas pulmonares [2].....	7 -
Figura 3 - Representação Esquemática da contração e expansão dos músculos durante o ciclo respiratório [1].....	8 -
Figura 4 - Perfis das alterações no volume pulmonar, pressão alveolar, pressão pleural e pressão transpulmonar durante o ciclo respiratório [1] .....	9 -
Figura 5 - Esquema ilustrativo do processo de hematose pulmonar [4].....	10 -
Figura 6 - Diagrama representativo dos volumes e capacidades pulmonares [4] .....	11 -
Figura 7 - Espirometria típica para indivíduos saudáveis [10].....	13 -
Figura 8 - Exemplo de uma representação mecânica do Sistema Respiratório Humano [16].	18 -
Figura 9 - Representação esquemática do Sistema Respiratório Humano utilizado para simular o comportamento respiratório de doentes com fibrose pulmonar [7].....	20 -
Figura 10 - Descrição do cilindro utilizado para simular a variação da resistência à entrada de ar nas vias aéreas [7] .....	21 -
Figura 11 - Diagrama de blocos correspondente à implementação do sistema descrito nas equações matemáticas anteriores [7].....	23 -
Figura 12 - Perfil representativo dos valores de pressão na boca (em KPa) em pacientes com fibrose pulmonar [7].....	24 -
Figura 13 - Representação gráfica do fluxo de ar durante o ciclo respiratório [7].....	25 -
Figura 14 - Circuito eléctrico que descreve o Sistema Respiratório Humano [18].....	25 -
Figura 15 - Representação gráfica da pressão e do fluxo em função do tempo, utilizando o sistema apresentado anteriormente [18].....	27 -
Figura 16- Representação esquemática do funcionamento do Sistema Respiratório [6]. .....	28 -
Figura 17 - Esquema ilustrativo do equivalente eléctrico do Sistema Respiratório [6]. .....	29 -
Figura 18 - Resultados obtidos para um paciente saudável com FR de 15 CPM [6] .....	30 -
Figura 19 - Perfil padrão de $P_{AW}$ em pacientes sujeitos a VCV [19]. .....	35 -
Figura 20 - Perfil de $P_{AW}$ utilizado nas simulações VCV.....	35 -
Figura 21 - Perfil padrão de $P_{AW}$ em pacientes sujeitos a PCV [19]. .....	36 -
Figura 22 - Perfil com os valores de $P_{AW}$ ao longo do tempo em PCV utilizado .....	36 -
Figura 23 - Perfil com o sinal sinusoidal representativo de $P_{AW}$ em função do tempo utilizado nas simulações.....	37 -
Figura 24 - Pressão nas vias aéreas de pacientes saudáveis com respiração espontânea [20].	37 -
Figura 25 - Reprodução do sinal de $P_{AW}$ de pacientes saudáveis com respiração espontânea	38 -
Figura 26 - Diagrama de blocos do modelo matemático em estudo utilizando o <i>software Matlab-Simulink</i> .....	38 -

Figura 27 - Perfil de fluxo obtido utilizando o diagrama construído no <i>Matlab-Simulink</i> .....	39 -
Figura 28 - Perfis de volume e de fluxo obtidos considerando o sinal de pressão nas vias aéreas proveniente de pacientes sujeitos a VCV .....	41 -
Figura 29 - Perfil padrão do fluxo em indivíduos saudáveis sujeitos a VCV [19] .....	42 -
Figura 30 - Perfil de fluxo obtido para pacientes sujeitos a VCV com parâmetro $\tau_1$ alterado .....	44 -
Figura 31 - Perfis de volume e fluxo obtidos considerando o sinal de pressão nas vias aéreas proveniente de pacientes sujeitos a PCV .....	45 -
Figura 32 - Perfis padrão para indivíduos saudáveis sujeitos a PCV a) Volume b) Fluxo [19] .....	45 -
Figura 33 - Perfis de volume e fluxo para entrada em onda sinusoidal com FR=15 .....	46 -
Figura 34 - Perfis dos valores de volume para entrada em onda sinusoidal a) $E=0.2 \text{ KPa.l}^{-1}$ b) $E=0.8 \text{ KPa.l}^{-1}$ .....	47 -
Figura 35 - Perfis de volume para entrada em onda sinusoidal a) $K_F=0 \text{ KPa.s}^2.\text{l}^{-2}$ b) $K_F=1 \text{ KPa.s}^2.\text{l}^{-2}$ .....	47 -
Figura 36 - Diagrama de blocos após inserção da $P_{MUSC}$ .....	48 -
Figura 37 - Perfil representativo da pressão pleural [1] .....	49 -
Figura 38 - Perfis de volume e fluxo obtidos considerando o sinal de pressão nas vias aéreas de pacientes com respiração espontânea .....	49 -
Figura 39 - Perfis padrão de volume e de fluxo para indivíduos saudáveis com respiração espontânea [1] .....	50 -
Figura 40 - Perfis de fluxo obtido para RE com parâmetro $\tau_1$ alterado (caso2) .....	51 -
Figura 41 - Diagrama de blocos representativo do modelo (mod4) .....	52 -
Figura 42 - Perfis de $P_{AW}$ , volume e fluxo obtidos na simulação da condição fisiológica de um indivíduo saudável com FR=15 CPM .....	53 -
Figura 43 - Diagrama de blocos da implementação do modelo matemático recorrendo à função de transferência (equação 28) .....	54 -
Figura 44 - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de paciente saudável sujeito a VCV .....	55 -
Figura 45 - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de paciente com patologia obstrutiva sujeito a VCV ( $R=8 \text{ cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$ ) .....	56 -
Figura 46 - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de paciente com patologia restritiva sujeito a VCV com $C_L=C_W=0.1 \text{ l.(cmH}_2\text{O)}^{-1}$ .....	56 -
Figura 47 - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de paciente sujeito a PCV .....	57 -
Figura 48 - Perfis de Fluxo obtidos após alteração do parâmetro $R_C$ em indivíduos sujeitos a PCV a) $R_C=12 \text{ cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$ ; b) $R_C=1 \text{ cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$ .....	58 -
Figura 49 - Perfis padrão para alteração da resistência das vias aéreas em PCV a) $R_C$ grande b) $R_C$ pequena .....	58 -

Figura 50 - Perfis de fluxo obtidos após variação dos parâmetros $C_L$ e $C_W$ em indivíduos sujeitos a PCV a) $C_L=C_W=0.1 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$ b) $C_L=C_W=0.3 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$ .....	59 -
Figura 51 - Perfis de volume e fluxo na simulação com onda sinusoidal e $FR=15 \text{ CPM}$ .....	59 -
Figura 52 - Perfis de volume e fluxo simulação com onda sinusoidal de indivíduo com patologia obstrutiva e $FR=15 \text{ CPM}$ ( $R_C=8 \text{ cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$ ).....	60 -
Figura 53 - Perfis de volume e de fluxo para pacientes com patologia restritiva ( $FR=15 \text{ CPM}$ ) $C_L=C_W=0.1 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$ .....	61 -
Figura 54 - Perfis de volume e fluxo obtidos considerando o sinal de pressão nas vias aéreas proveniente de pacientes com respiração espontânea .....	61 -
Figura 55 - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de pacientes com respiração espontânea que sofrem de patologia obstrutiva $R_C=8 \text{ cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$ .....	62 -
Figura 56 - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de pacientes com respiração espontânea que sofrem de patologia restritiva quando $C_L=C_W=0.1 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$ .....	63 -
Figura 57 - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de pacientes com respiração espontânea com patologia restritiva quando $C_L=C_W=0.3 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$ .....	63 -
Figura 58 - Página principal da interface gráfica desenvolvida em <i>Matlab-GUI</i> .....	67 -
Figura 59 - Menu que permite a escolha do sinal de $P_{AW}$ do simulador .....	67 -
Figura 60 - Caixa de diálogo explicativa do procedimento para importar o sinal de entrada.-	68 -
Figura 61 - Ambiente gráfico com os resultados para pacientes sujeitos a PCV .....	68 -
Figura 62 - Ambiente gráfico criado para a alteração dos parâmetros fisiológicos .....	69 -
Figura B - 1 - Diagrama de blocos construído com base no modelo matemático mod2.....	83 -
Figura B - 2 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 1 da Tabela 3.....	84 -
Figura B - 3 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 3 da Tabela 3.....	84 -
Figura B - 4 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 4 da Tabela 3.....	84 -
Figura B - 5 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 5 da Tabela 3.....	85 -
Figura B - 6 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 6 da Tabela 3ç .....	85 -
Figura B - 7 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 7 da Tabela 3.....	85 -
Figura B - 8 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 8 da Tabela 3.....	86 -
Figura B - 9 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 9 da Tabela 3.....	86 -
Figura B - 10 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 10 da Tabela 3.....	86 -
Figura B - 11 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 11 da Tabela 3.....	87 -
Figura B - 12 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 12 da Tabela 3.....	87 -
Figura B - 13 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 1 da Tabela 4.....	88 -
Figura B - 14 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 3 da Tabela 4.....	88 -
Figura B - 15 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 4 da Tabela 4.....	88 -

Figura B - 16 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 5 da Tabela 4.....	- 89 -
Figura B - 17 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 6 da Tabela 4.....	- 89 -
Figura B - 18 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 7 da Tabela 4.....	- 89 -
Figura B - 19 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 8 da Tabela 4.....	- 90 -
Figura B - 20 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 9 da Tabela 4.....	- 90 -
Figura B - 21 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 10 da Tabela 4.....	- 90 -
Figura B - 22 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 11 da Tabela 4.....	- 91 -
Figura B - 23 - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 12 da Tabela 4.....	- 91 -
 Figura C - 1- Diagrama de blocos construído com base no modelo matemático mod4.....	 - 92 -



## Índice de Tabelas

Tabela 1 - Análise de vantagens e desvantagens dos modelos apresentados .....	30 -
Tabela 2 - Parâmetros utilizados na simulação para doentes com fibrose pulmonar [7]. .....	39 -
Tabela 3 - Valores dos parâmetros testados nas simulações de VCV .....	43 -
Tabela 4 - Valores dos parâmetros testados nas simulações - Respiração Espontânea.....	50 -
Tabela 5 - Valores dos parâmetros fisiológicos utilizados na simulação [21,6] .....	53 -

## Nomenclatura

Símbolo	Parâmetro	Unidades
C	<i>Compliance</i> Sistema Respiratório	$\text{l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$
C <sub>AW</sub>	<i>Compliance</i> da Caixa Torácica	$\text{l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$
C <sub>L</sub>	<i>Compliance</i> do Pulmão	$\text{l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$
CPT	Capacidade Pulmonar Total	l
CRF	Capacidade Residual Funcional	l
C <sub>S</sub>	<i>Compliance</i> Referente ao Volume de Ar Desviado	$\text{l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$
CV	Capacidade Vital	l
E	Elasticidade Pulmonar	$\text{KPa.l}^{-1}$
E	Elastância Sistema Respiratório	$\text{KPa.l}^{-1}$
E <sub>AW</sub>	Elastância Vias Aéreas	$\text{l}^{-1}.\text{cmH}_2\text{O}$
E <sub>CW</sub>	Elastância Caixa Torácica	$\text{l}^{-1}.\text{cmH}_2\text{O}$
E <sub>P</sub>	Elastância Pulmão	$\text{l}^{-1}.\text{cmH}_2\text{O}$
F	Fluxo	l
FR	Frequência Respiratória	CPM
G	Constante de Gravidade	$\text{m.s}^{-2}$
K <sub>I</sub>	Coefficiente de Viscosidade	-
K <sub>F</sub>	Coefficiente de Resistência ao Fluxo	$\text{Kpa.s}^2.\text{l}^{-2}$
K <sub>V</sub>	Coefficiente de Resistência ao Volume	$\text{Kpa.s.l}^{-2}$
P <sub>A</sub>	Pressão Alveolar	KPa
P <sub>AW</sub>	Pressão Vias Aéreas	KPa
PCV	Ventilação Controlada por Pressão	-
P <sub>L</sub>	Pressão do Pulmão	KPa
P <sub>m</sub>	Pressão na Boca	KPa
P <sub>MUSC</sub>	Pressão Muscular	KPa
P <sub>PL</sub>	Pressão Pleural	KPa
P <sub>TH</sub>	Pressão Caixa Torácica	KPa
P <sub>TR</sub>	Pressão Traqueal	KPa
R	Resistência Vias Aéreas	$\text{cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$
R <sub>0</sub>	Resistência ao Fluxo Laminar	$\text{Kpa.s.l}^{-1}$
R <sub>C</sub>	Resistência Vias Aéreas Centrais	$\text{cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$
R <sub>i</sub>	Resistência Vias Aéreas Intermédias	$\text{cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$
R <sub>L</sub>	Resistência Vias Aéreas Inferiores	$\text{cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$
R <sub>P</sub>	Resistência Vias Aéreas Periféricas	$\text{cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$
R <sub>u</sub>	Resistência de Rohrer	$\text{cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$

TLC	Capacidade Total do Pulmão	l
V	Volume	l
V <sub>C</sub>	Volume Máximo das Vias Aéreas	l
VCV	Ventilação Controlada por Volume	-
V <sub>L</sub>	Volume do Pulmão	l
VM	Ventilação Mecânica	-
VR	Volume Residual	l
$\rho$	Massa Volúmica da Água	k.g.m <sup>-3</sup>
$\tau_1$	Constante de tempo devida à rápida alteração do volume pulmonar	s
$\tau_2$	Constante de tempo devido à viscosidade	s



# *Capítulo 1*

## **Introdução**

*Este capítulo introdutório tem como finalidade apresentar o conteúdo do trabalho desenvolvido. É, inicialmente, feita uma breve introdução ao tema e em seguida é apresentada a contextualização da presente dissertação e os objetivos que se pretende alcançar.*

*Finalmente, é descrita a estrutura adotada, com a indicação da informação contida em cada capítulo.*

O Sistema Respiratório desenvolve um papel essencial na manutenção da vida. Este é responsável por fazer com que o oxigénio chegue até aos tecidos e, após a oxigenação das células, é responsável pelo transporte do dióxido de carbono libertado pelas células até ao meio exterior [1]. Este é um processo cíclico, que acontece espontaneamente, e em pacientes saudáveis não provoca qualquer desconforto. Ao processo de troca gasosa, efetuada em cada ciclo respiratório, dá-se o nome de hematose [2]. Este processo apenas é possível graças ao desempenho coordenado entre várias estruturas anatómicas constituintes do Sistema Respiratório, entre elas os pulmões, as vias aéreas, os músculos e todos os tecidos que fornecem o suporte necessário a estas estruturas [3].

O ato de respirar é essencial à vida, no entanto, é um processo sobre o qual o indivíduo raramente pensa [4]. Contudo, quando surge algum desconforto, durante este processo, a qualidade de vida fica seriamente comprometida [4].

Nem sempre o funcionamento do Sistema Respiratório é de fácil compreensão para o ser humano, dado que este é constituído por uma anatomia complexa e uma fisiologia caracterizada pela sua baixa linearidade, pela sua dinâmica e por fazer notar alterações constantes provocadas por perturbações exteriores ou mesmo patológicas [5, 6].

A modelação deste e de outros sistemas, recorrendo a *softwares* de simulação, que constituem a fisiologia humana, são importantes na área da medicina e do ensino, pois, permite a visualização de cada etapa do processo e torna perceptível o comportamento e a função do sistema em estudo [6].

A criação de simuladores, que permitam representar o funcionamento das estruturas fisiológicas com rigor, bem como obter valores de variáveis fisiológicas, é uma mais-valia na prática médica pois possibilita efetuar o despiste de algumas patologias [7]. No caso do Sistema Respiratório, os valores de fluxo e de volume medidos permitem que o profissional de saúde proceda à identificação de algumas patologias ou ao despiste de problemas fisiopatológicos. Assim, um simulador do Sistema Respiratório Humano permite simular situações patológicas específicas, testar equipamentos e servir de apoio à instrução, ou seja, representa uma mais-valia em diversas valências.

A criação de um ambiente gráfico que possibilite a inserção de dados e alteração de variáveis fisiológicas, que caracterizam um dado paciente, possibilita realizar estudos para o mais diverso tipo de situações fisiológicas, assim como, perceber a influência da alteração das variáveis no desempenho respiratório do ser humano.

## **1.1.Contextualização**

A dissertação desenvolvida está inserida no âmbito de um projeto financiado pela FCT (Fundação para a Ciência e Tecnologia) designado por “Laboratório Remoto para Sistemas Fisiológicos (RePhyS): um ambiente didático de aprendizagem”. (Projeto FCOMP-01-0124-FEDER-022601 (Ref. FCT PTDC/CPE-PEC/122329/2010)). Este projeto contempla várias áreas de estudo apresentando, por isso, elevada interdisciplinaridade. De entre as áreas abrangidas por este estudo encontram-se as Ciências da Saúde assim como vários ramos de Engenharia (Biomédica, Mecânica e Eletrotécnica).

Foi nesse contexto que foi desenvolvida e feita uma publicação em conferência internacional (C. Barros, C.P. Leão, F. Soares, G. Minas, C. Meireles, D. Lemos, J. Machado, "Remote physiological data acquisition: from the human body to electromechanical simulators"; In proceeding of exp.at'13 - The 2nd Experiment @ International Conference - Online Experimentation, pp. 138-148, 18-20 Sep 2013, Coimbra, Portugal - Anexo A) que pretendeu descrever a integração de simuladores eletromecânicos no laboratório remoto de sistemas fisiológicos RePhyS. Um dos sistemas descritos é o simulador do sistema respiratório, tema principal desta dissertação.

## **1.2.Objectivos**

Esta dissertação pode ser dividida em duas partes, sendo que, a primeira tem como objetivos os seguintes pontos:

- Compreender o funcionamento do Sistema Respiratório Humano;
- Encontrar um modelo matemático que reproduza o comportamento do Sistema Respiratório Humano, representando-o com a maior precisão possível;
- Caracterizar perfis de diferentes situações fisiopatológicas e comprovar, recorrendo à análise de gráficos encontrados em bibliografia, os resultados obtidos.

A segunda parte da dissertação prende-se com a implementação do modelo obtido na primeira parte do estudo:

- Criar uma interface gráfica que permita ao utilizador compreender a alteração no fluxo de ar e volume movimentado durante o ciclo respiratório;
- Desenvolver o sistema para que o utilizador construa retratos fisiológicos de diferentes pacientes, o que permite analisar diferentes patologias.

### 1.3.Estrutura

O presente documento está dividido em 6 capítulos organizados segundo a seguinte ordem: Introdução, Fundamentação Teórica (Sistema Respiratório), Representações do Sistema Respiratório, Estudo do Sistema Respiratório, Construção da Interface Gráfica e Conclusões.

No segundo capítulo é apresentada informação teórica acerca do Sistema Respiratório Humano, para que fiquem claros os aspetos mais importantes do funcionamento deste sistema. São apresentadas as características fisiológicas e anatómicas, assim como outras informações importantes para a compreensão do trabalho desenvolvido.

O terceiro capítulo apresenta o estado da arte, no que diz respeito a modelos e protótipos representativos do Sistema Respiratório. São apresentados quatro modelos, três matemáticos e uma representação esquemática, e é feita uma breve descrição acerca de cada um deles. Em seguida é apresentada uma breve conclusão acerca das vantagens e desvantagens de cada um. No final é feita uma breve discussão acerca dos modelos estudados e escolhidos dois modelos matemáticos (mod2 e mod4) que se aproximam mais do pretendido.

O capítulo que se segue, quarto capítulo, apresenta os resultados obtidos com a implementação dos dois modelos matemáticos escolhidos (mod2 e mod4). Os resultados são apresentados e relacionados com os resultados previstos consultados na bibliografia.

A construção da interface gráfica é apresentada no quinto capítulo, onde é descrito o seu conteúdo, as variáveis que contempla e os resultados obtidos.

No sexto capítulo são apresentadas as conclusões gerais da dissertação, assim como, as diretrizes para o trabalho que futuramente pode vir a ser desenvolvido.

#### ***A reter deste capítulo***

*A construção de uma interface gráfica, que simula o Sistema Respiratório Humano, é uma mais-valia não só para fins pedagógicos como para a análise das limitações fisiológicas de um paciente em estudo.*

*Esta dissertação, tem como objetivo primordial encontrar um modelo matemático que descreva situações fisiológicas distintas e desenvolver uma interface gráfica com elevada interatividade com o utilizador. O ambiente gráfico desenvolvido deve permitir que o utilizador caracterize um dado indivíduo, que pretende analisar, e obter os respetivos perfis de fluxo e volume de ar.*



## *Capítulo 2*

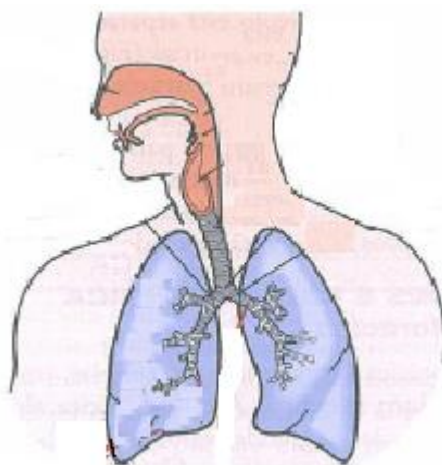
# **Fundamentação Teórica - Sistema Respiratório Humano**

*No capítulo 2 é realizada uma revisão teórica acerca do Sistema Respiratório Humano, para que fiquem claros os aspetos mais importantes do seu funcionamento. É apresentada uma explicação teórica da anatomia e fisiologia do sistema respiratório, assim como são revistos outros aspetos importantes como a ventilação mecânica, patologias obstrutivas e restritivas e testes de avaliação da função pulmonar.*

## 2.1. Anatomia do Sistema Respiratório

O Sistema Respiratório é o responsável pelo transporte do oxigênio dos pulmões até às células e pelo transporte do dióxido de carbono das células até aos pulmões, para que este possa, posteriormente, ser expulso do organismo [3]. Este processo apenas é possível como resultado da coordenação entre os pulmões, uma rede de vias aéreas condutoras, a vasculatura pulmonar, os músculos respiratórios e todos os tecidos que envolvem estas estruturas [3].

O Sistema Respiratório pode ser dividido em duas grandes porções: a porção condutora e a porção respiratória. A primeira é constituída por fossas nasais, faringe, laringe, traqueia, brônquios e bronquíolos. A porção respiratória é constituída pelas partes terminais da árvore brônquica, que possuem os alvéolos, onde se efetuam as trocas gasosas (Figura 1) [1,3].



**Figura 1** - Representação anatómica do Sistema Respiratório Humano [4]

É nos pulmões que ocorre o encontro entre o ar atmosférico e o sangue que circula no corpo humano, possibilitando então as trocas gasosas, a que se dá o nome de hematose (processo em que o oxigênio se liga à hemoglobina dos eritrócitos que circulam na corrente sanguínea) [1].

O ser humano possui dois pulmões, situados um de cada lado no interior da caixa torácica e separados um do outro pelo coração. Cada pulmão é revestido por uma dupla camada serosa, com a forma de um saco, que constitui a pleura. Ao espaço criado entre o pulmão e a pleura dá-se o nome de cavidade pleural, este possui um líquido que atua como lubrificante [1,3].

Até chegar aos pulmões, e ocorrerem as trocas gasosas, o ar atmosférico tem que percorrer todo o Sistema Respiratório Humano, desde a cavidade nasal e/ou oral até atingir os alvéolos.

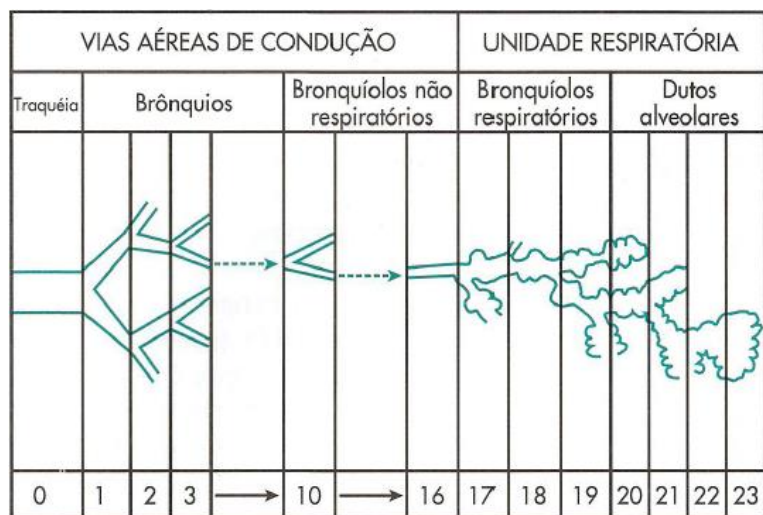
A cavidade nasal representa o primeiro local de passagem do ar atmosférico e tem como principal função a defesa do organismo, permitindo a filtragem de partículas estranhas pelo muco que reveste a cavidade [3].

Após a passagem do ar pela cavidade nasal este segue para a faringe. Esta é uma porção do Sistema Respiratório, situado atrás das cavidades nasais e da boca, que é comum ao sistema digestivo. Anatomicamente, a faringe é uma estrutura tubular musculomembranosa [1,3].

À faringe segue-se a laringe, que representa apenas uma etapa de passagem do ar e que se estende até à traqueia. A laringe tem como característica principal a fonação (capacidade de emitir som) [3].

A traqueia possui, também, estrutura tubular membranosa constituída por cartilagem que se estende desde a laringe e se ramifica para formar a árvore brônquica. A primeira ramificação da traqueia dá origem a dois brônquios principais que, após percorrerem alguma distância penetram nos pulmões (um no pulmão direito e outro no esquerdo). Estes brônquios principais sub dividem-se, dando origem a três brônquios no lado direito e dois brônquios no lado esquerdo. Isto justifica o facto de os pulmões estarem divididos em lobos, separados por fissuras, assim o pulmão direito é constituído por três lobos enquanto o pulmão esquerdo apenas possui dois lobos [1,3].

Os brônquios sub dividem-se, sucessivamente, até formarem as estruturas pré-terminais, os bronquíolos. Em seguida, tem origem os alvéolos pulmonares que são estruturas de pequenas dimensões, localizadas no final dos bronquíolos. É nos alvéolos pulmonares que ocorre a hematose pulmonar (Figura 2) [2,3].



**Figura 2** - Esquema representativo da divisão das vias aéreas pulmonares [2]

Os pulmões possuem entre 250 a 300 milhões de alvéolos, estes constituem as estruturas terminais para as trocas de oxigénio e dióxido de carbono, e tem paredes extremamente finas de forma a facilitar as trocas gasosas [8].

## 2.2.Fisiologia do Sistema Respiratório

O ciclo respiratório é constituído por duas etapas: a inspiração e a expiração, que ocorrem de forma cíclica. O número de vezes que o ciclo ocorre por minuto é designado por frequência respiratória (FR) [2].

Para se compreender o processo respiratório, é importante ter a noção que o ar se movimenta, de uma região para outra, apenas quando existe uma diferença de pressões entre os dois espaços [8].

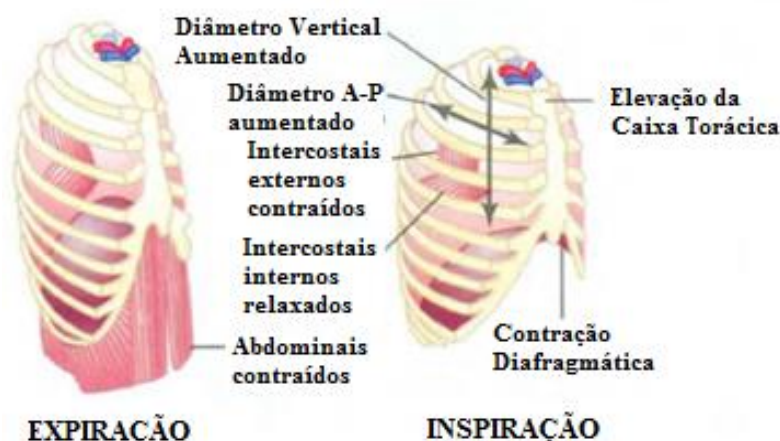
Durante a respiração normal, o movimento de ar ocorre, quase exclusivamente, devido à contração dos músculos [1]. Assim, a inspiração apenas ocorre quando a pressão no interior do pulmão for mais baixa que a pressão do ar atmosférico. Em contrapartida, a expiração ocorre quando a pressão nos pulmões é mais alta que a pressão atmosférica [8].

O fator mais importante para a alteração da pressão pulmonar é a alteração do volume. O volume pulmonar altera-se de acordo com a contração/distensão dos músculos envolvidos, especialmente do diafragma e dos músculos intercostais externos. O diafragma é o músculo que separa a cavidade torácica da cavidade abdominal [8].

Após receber um estímulo, o diafragma e os músculos intercostais contraem, o que promove um aumento no diâmetro ântero-posterior do tórax devido à expansão da caixa torácica e consequente aumento do volume pulmonar. O aumento do volume pulmonar provoca uma diminuição da pressão alveolar, para um valor abaixo da pressão atmosférica, o que faz com que o ar entre para os pulmões [2,8].

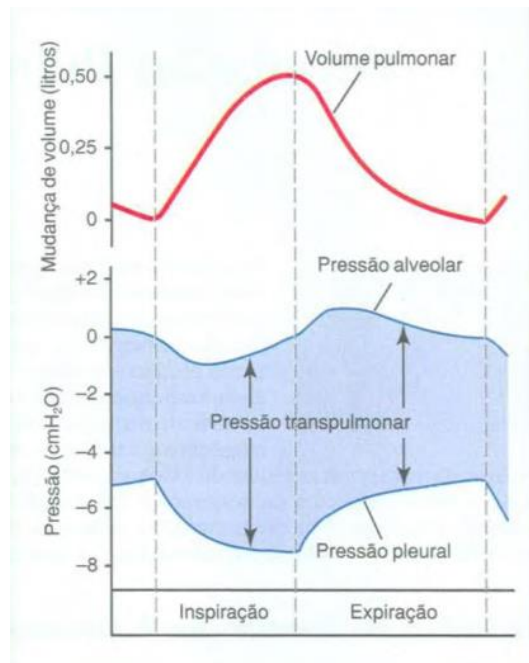
No caso da expiração, o processo envolve o relaxamento dos músculos intercostais e do diafragma que leva a uma diminuição do espaço pulmonar e consequente aumento da pressão alveolar. Assim, a pressão atmosférica é inferior à pressão alveolar e o ar escoa naturalmente para o exterior [2,8].

A Figura 3 apresenta esquematicamente o processo descrito.



**Figura 3** - Representação Esquemática da contração e expansão dos músculos durante o ciclo respiratório [1]

No momento do ciclo respiratório, em que não existe movimento de ar para dentro ou para fora do corpo humano, a pressão nos alvéolos (pressão alveolar) e em todas as partes do Sistema Respiratório é igual à pressão atmosférica. Esta pressão é considerada o ponto de referência e equivale a 0 cmH<sub>2</sub>O. Aquando do início da inspiração a pressão alveolar cai ligeiramente, devido aos fatores já referidos, e em situações normais chega ao valor de -1cmH<sub>2</sub>O (Figura 4). No início da expiração a pressão alveolar aumenta na mesma proporção, sendo em casos normais de 1cmH<sub>2</sub>O [1].

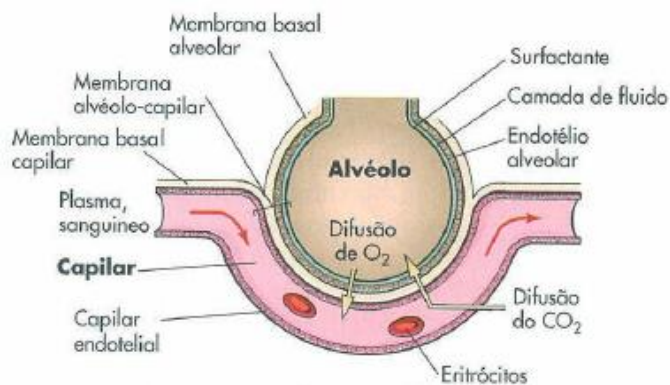


**Figura 4** - Perfis das alterações no volume pulmonar, pressão alveolar, pressão pleural e pressão transpulmonar durante o ciclo respiratório [1]

Durante a inspiração, o ar entra no organismo transportando o oxigénio que irá ser conduzido até às células. Em contrapartida, durante a expiração é exalado ar que contém o dióxido de carbono proveniente das trocas gasosas [3].

Se, por um lado o oxigénio tem que ser transportado através da corrente sanguínea até todas as células do corpo humano, também o dióxido de carbono tem que ser eliminado transitando das células até ao sangue [3].

Após a hematose, que ocorre nos alvéolos pulmonares, o oxigénio é transportado até atingir os capilares tecidulares, onde é possível efetuar a troca de oxigénio com o tecido. O facto da pressão de oxigénio no sangue dos capilares ser muito superior à pressão de oxigénio no fluido que circunda os tecidos faz com que a difusão do oxigénio seja rápida. O oxigénio passa assim da corrente sanguínea para o fluido que circula tecido celular. É através deste mesmo processo de difusão que o oxigénio passa do meio extracelular (com elevada concentração de oxigénio) para o interior da célula onde a pressão é bastante mais baixa (Figura 5) [3].



**Figura 5** - Esquema ilustrativo do processo de hematose pulmonar [4]

Para o transporte de dióxido de carbono o processo ocorre da mesma forma. Por diferença de pressões, o dióxido de carbono passa da superfície celular (onde as concentrações são elevadas) para o fluido intersticial e em seguida para a corrente sanguínea [8].

### **Mecânica Respiratória**

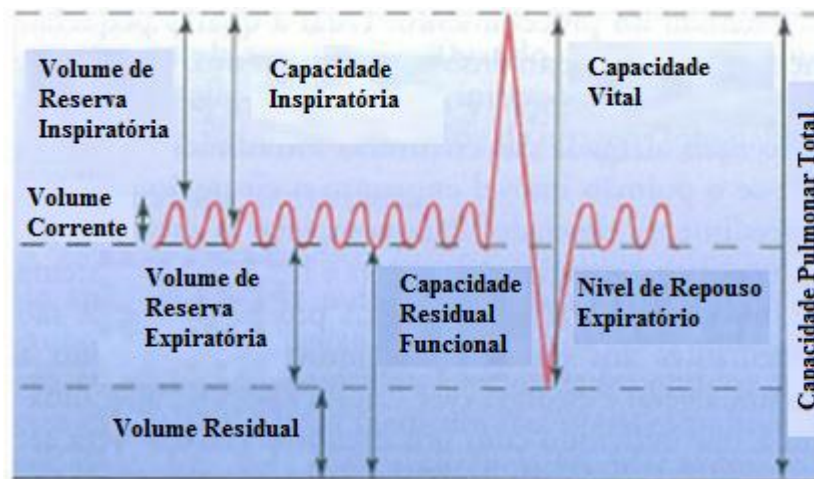
A mecânica pulmonar pode ser definida, de forma simples, como o estudo das propriedades mecânicas do pulmão, das vias aéreas e da parede torácica (considera-se parede torácica todos as estruturas que se movimentam durante o ciclo respiratório) [2].

O volume pulmonar é das variáveis mais importantes e que mais condiciona as trocas gasosas. Este volume é definido através da interação entre os pulmões e as alterações da caixa torácica. O volume total de ar expirado, entre uma inspiração máxima e uma expiração máxima, representa a capacidade vital (CV). O volume residual (VR) consiste no volume de ar que permanece no interior dos pulmões após uma expiração forçada (máxima). Assim, a soma entre CV e VR fornece o valor da capacidade pulmonar total (CPT), que corresponde ao volume de ar movimentado e o volume de ar que permanece no interior do pulmão [1,9].

A capacidade residual funcional (CRF) é o volume de ar que permanece nos pulmões após uma expiração usual [9]. A capacidade vital forçada (CVF) representa o valor máximo de ar exalado após um ciclo respiratório forçado [1,9]

A relação entre VR/CPT é medicamente interpretável, sendo que, pode fornecer informação acerca de uma patologia respiratória. Em indivíduos saudáveis a relação entre estes parâmetros fica abaixo dos 0.25. Se este valor aparecer aumentado, por aumento de VR, sugere um quadro de patologia obstrutiva, por sua vez, se este valor surgir diminuído, devido a uma diminuição de CPT, estamos perante um quadro de patologia restritiva.

A relação entre os volumes e capacidades pulmonares é apresentada na Figura 6.



**Figura 6** - Diagrama representativo dos volumes e capacidades pulmonares [4]

O ar inspirado e expirado está limitado a um valor dependente das condições fisiológicas de cada indivíduo, deve-se ao facto dos pulmões terem características elásticas que os fazem expandir quando sujeitos a pressão e retraindo quando essa pressão deixa de se fazer notar. Também a caixa torácica se expande durante a inspiração. O grau de contração e relaxamento varia com a condição física do indivíduo.

O volume pulmonar não é um valor rígido, este varia de acordo com as propriedades de retração elástica do pulmão, assim como com as propriedades dos músculos da parede torácica [1, 2].

A resistência à entrada de ar exercida pelas vias aéreas é um fator importante para perceber a mecânica do Sistema Respiratório. O valor da resistência à entrada de ar varia entre indivíduos com características físicas diferentes, varia com a alteração do calibre da via respiratória em estudo e, varia ainda consoante o tipo de fluxo existente [3].

É nas vias aéreas de grande calibre que a resistência à entrada de ar é mais relevante, ao passo que, as pequenas vias aéreas tem um contributo pequeno para a resistência total. Isto deve-se a dois motivos. O primeiro é que a resistência das pequenas vias é menor devido ao facto destas ficarem mais em paralelo do que em série e, por consequência, o seu valor é o inverso da soma de cada uma de forma isolada. O outro motivo, para este fenómeno, é o facto da velocidade do ar diminuir muito à medida que aumenta a área do corte transversal [1, 3].

### **Interações entre o pulmão e a parede torácica**

O pulmão e a parede torácica movimentam-se em simultâneo e estão divididas pelo espaço pleural. A alteração de pressão da parede torácica e do pulmão é designada pressão transmural. Quando esta é descrita em relação ao pulmão designa-se pressão transpulmonar [2].

A pressão transpulmonar é a diferença entre a pressão alveolar ( $P_A$ ) e a pressão pleural ( $P_{PL}$ ).

O volume pulmonar aumenta com o aumento da pressão transmural. O pulmão atinge o valor de volume mais baixo quando a pressão transmural é zero [1,2].

### ***Compliance Pulmonar***

As propriedades elásticas do pulmão, distensibilidade pulmonar, são medidas através da definição da *compliance* pulmonar (C). Um valor elevado de complacência representa um pulmão com elevada distensibilidade, por sua vez, um baixo valor de C representa um pulmão pouco elástico (rígido). Por definição, a *compliance* é a alteração no volume provocada pela alteração de 1 cmH<sub>2</sub>O na pressão de distensão pulmonar,

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (1)$$

A *compliance* de um pulmão humano normal é de aproximadamente 0.2 l.(cmH<sub>2</sub>O)<sup>-1</sup> [2].

## **2.3. Testes de diagnóstico pulmonar - Espirometria**

Os exames médicos de diagnóstico de avaliação da função respiratória são de grande utilidade para que os profissionais de saúde possam diagnosticar doenças, assim como, perceber em que estágio ela se situa e se a terapêutica aplicada está a surtir os efeitos desejados.

A espirometria é apenas um dos testes que pode ser efetuado, entre outros, tais como: pletismografia, oximetria de pulso, gasimetria arterial, pressão de oclusão da via aérea, entre outros.

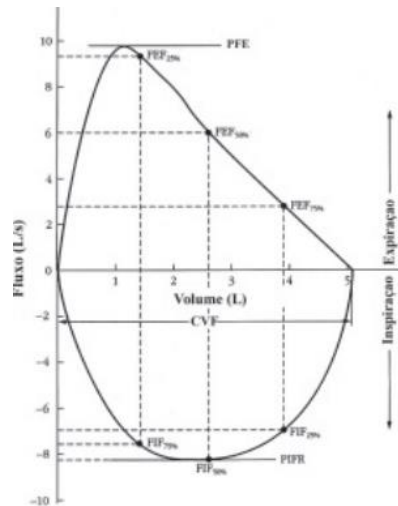
No entanto, a espirometria é um dos exames pneumológicos com maior relevância na prática médica. Este exame consiste na medida do ar que se movimenta para dentro ou fora do Sistema Respiratório e, por isso, permite obter o volume de ar inspirado e expirado assim como os fluxos respiratórios [10].

A espirometria permite ao técnico de saúde perceber se a quantidade de ar inspirado é suficiente para o indivíduo ou se há alguma obstrução à passagem do ar.

O exame é realizado respirando-se pela boca através de um tubo conectado a um aparelho designado por espirómetro que, regista e representa os valores medidos. A representação dos dados obtidos é uma ansa fluxo-volume [10]. Esta ansa representa a curva da alteração de pressão e de volume movimentado durante um ciclo respiratório. A leitura deste perfil é feita em sentido anti-horário.

A Figura 7 apresenta uma espirometria padrão para um indivíduo saudável.





**Figura 7** - Espirometria típica para indivíduos saudáveis [10].

## 2.4. Patologias do Sistema Respiratório

São diversas as patologias que podem afetar o Sistema Respiratório de um ser humano, sendo que, as doenças com maior impacto no funcionamento deste sistema podem ser divididas em duas categorias: as patologias obstrutivas e as patologias restritas.

A designação diferenciada das doenças pulmonares, em doença obstrutiva e doença restritiva, surge baseada na transformação da fisiologia pulmonar, sendo para tal aplicados testes da função pulmonar. Estes, devem ser realizados aos pacientes numa fase inicial do processo [11].

Ainda que várias patologias apresentem componentes obstrutivos e restritivos, a distinção entre estes dois padrões assume uma importância relevante na correspondência dos testes da função pulmonar com informações obtidas em estudos histológicos e radiológicos dos pacientes [11].

### 2.4.1. Patologia Obstrutiva

Conhecida, também, como doença das vias aéreas, a doença obstrutiva caracteriza-se por um aumento da resistência ao fluxo de ar, consequente de uma obstrução que pode ser total ou parcial da traqueia, grandes brônquios até aos bronquíolos respiratórios e terminais [11].

Neste padrão, estão incluídas patologias como: enfisema, bronquite crônica, bronquiectasia e asma. Em pacientes diagnosticados com estas patologias, verifica-se uma limitação dos índices de fluxo aéreo normais durante a expiração forçada [11].

A obstrução pode ocorrer como efeito de um estrangulamento das vias aéreas anatómicas (asma) ou pela perda do recuo elástico do pulmão (enfisema) [11].

### 2.4.2. Patologia Restritiva

É caracterizada por uma redução da expansão do parênquima pulmonar, que origina uma diminuição da capacidade pulmonar total, enquanto o fluxo respiratório é normal ou reduzido proporcionalmente [11].

Esta patologia ocorre em duas condições gerais: distúrbios da parede torácica na presença de pulmões normais e doenças intersticiais e infiltrativas agudas e crônicas. É exemplo da primeira, poliomielite, obesidade grave, cifoescoliose e doenças pleurais. Síndrome da Angústia Respiratória Aguda (SARA) é o exemplo clássico da doença restritiva aguda [11].

## **2.5.Ventilação Mecânica**

A utilização da ventilação mecânica surge associada à necessidade de assegurar a pacientes submetidos a anestesia geral, uma ventilação apropriada, assim como a troca gasosa [12].

Resumidamente, um ventilador deve ser capaz de insuflar os pulmões do paciente (fase inspiratória) e permitir o esvaziamento dos pulmões (fase expiratória) para que haja um ciclo respiratório próximo do verificado na respiração espontânea [12].

Apesar de se encontrarem referências no antigo testamento à utilização deste tipo de ventilação, o primeiro ventilador mecânico, utilizado com sucesso, remonta a 1929, sendo designado por pulmão de aço de Drinker-Shaw. Este produzia uma pressão negativa extratorácica expandindo os pulmões [12].

Posteriormente, August Krogh, aperfeiçoando o trabalho desenvolvido por Drinker-Shaw, montou o primeiro ventilador elétrico com pressão negativa para adultos em 1931. Dois anos após, era desenvolvida uma versão para crianças. Este ventilador foi utilizado por quase três décadas, até que, no final da década de 1950, começou a substituir-se por ventiladores com pressão positiva, verificando-se um aumento da sobrevida dos pacientes[12].

No decorrer da década de 1970, foram desenvolvidos grandes progressos na ventilação mecânica, sendo que, na década seguinte surgiu um novo modo ventilatório designado de ventilação controlada a pressão (PCV) [12].

Os ventiladores modernos utilizados nos processos de anestesia, apresentam vários métodos de ventilação. VCV e PCV representam os modos de funcionamento básicos dos ventiladores [13]. Estes possibilitam um controlo de fluxo, que pode ser constante, acelerado ou desacelerado, que por sua vez produzem ondas dos tipos quadradas, descendente ou sinusoidal[12].

### **2.4.1.Ventilação Controlada por Volume - VCV**

Na ventilação mecânica controlada por volume, o ventilador é ajustado de forma a fornecer um determinado volume corrente ao paciente a cada ciclo respiratório [14]. Assim, este modo de ventilação apresenta uma onda de fluxo inspiratório com padrão constante (onda quadrada) onde é aplicado ao paciente um volume corrente predefinido, com um fluxo constante, durante um período de inspiração predefinido [12, 13].

A grande vantagem deste modo de ventilação é o grande conhecimento da técnica e do controlo de volume ao minuto [13]. Para além disso, quando o paciente está sujeito a uma alteração na *compliance* do pulmão, o volume de ar enviado para os pulmões mantém-se constante [15].

A distribuição de ar nos pulmões pode não ser a ideal no VCV, uma vez que a combinação de um fluxo constante com elevada resistência, pode originar uma pressão inspiratória muito elevada [13].

#### **2.4.2. Ventilação Controlada por Pressão - PCV**

A ventilação controlada por pressão é um modo de ventilação assistida/controlada em que o paciente recebe, durante um determinado período de tempo, uma pressão de ar programada. Este modo de ventilação apresenta um fluxo inspiratório denominado de desacelerado ou descendente, que visa atingir rapidamente o pico de pressão na via aérea, mantendo-a constante [12].

Esta opção oferece vantagens relativamente ao VCV [13].

- Picos de pressão mais baixos para o mesmo volume de ar;
- Melhor distribuição do volume nos pulmões;
- Melhor oxigenação;
- Menor risco de barotrauma;
- Adaptação a vários tipos de situações.

A combinação destes dois modos de ventilação, VCV e PCV, possibilita a aplicação do volume corrente com um fluxo desacelerado, diminuindo a possibilidade de picos de pressão inspiratória durante o período de inspiração predefinido [13].

#### ***A reter deste capítulo***

*O Sistema Respiratório Humano é constituído por uma complexa rede de estruturas anatómicas que trabalham de forma coordenada para transportar o oxigénio e o dióxido de carbono antes e após a hematose pulmonar.*

*São várias as patologias que podem surgir e que afetam este sistema, sendo que, as mais significativas podem ser divididas em patologias obstrutivas (aumento da resistência à entrada de ar nas vias aéreas) e restritivas (diminuição do grau de expansão do pulmão).*

*Nem sempre um paciente consegue respirar sem auxílio, como é o caso de pacientes anestesiados. Nestes casos, o paciente precisa de um suporte mecânico que auxilie a respiração. As principais técnicas de ventilação mecânica são a pressão controlada por pressão e a ventilação controlada por volume.*



## ***Capítulo 3***

# **Representações do Sistema Respiratório Humano**

*Uma parte fundamental desta dissertação prende-se com o estudo do estado da arte, ou seja, perceber o que existe e os desenvolvimentos efetuados no âmbito deste tema. Assim, foram estudados vários modelos e representações esquemáticas, que com maior ou menor detalhe, descrevem o funcionamento do Sistema Respiratório. Ao longo deste capítulo são apresentados quatro desses estudos cujas representações/modelos do Sistema Respiratório representam um ponto de partida para os estudos seguintes.*

Ao longo dos anos, foram vários os investigadores que trabalharam na criação de modelos físicos, modelos matemáticos e representações esquemáticas que, com maior ou menor detalhe, descrevem o Sistema Respiratório.

São diversos os motivos que levam a estes estudos mas efetuam-se principalmente com duas finalidades: a primeira é para auxiliarem na deteção e distinção de diversas patologias respiratórias; a segunda está relacionada com fins pedagógicos, dado que, nem todos os alunos visualizam com facilidade todo o processo respiratório que o organismo humano desempenha.

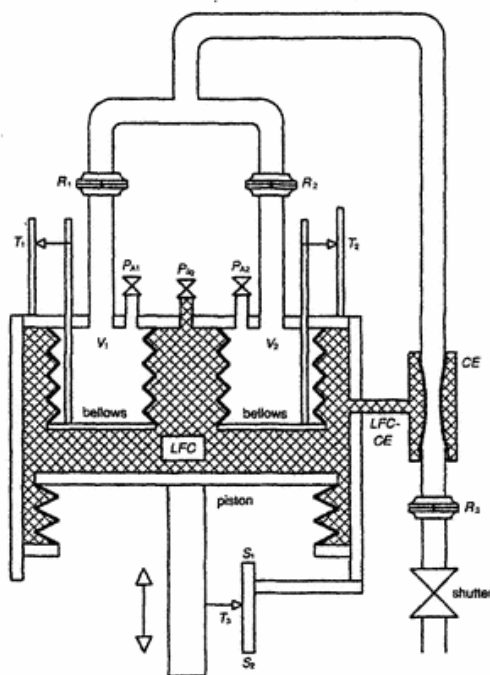
Os modelos e representações esquemáticas criados podem ser divididos em duas partes, por um lado as representações mecânicas que podem originar uma representação física do sistema e que são mais intuitivos, e por outro lado os modelos matemáticos.

Neste capítulo serão apresentados quatro projetos desenvolvidos nesta área, cujos modelos matemáticos e representações do funcionamento respiratório possuem características distintas.

### 3.1. Mecânica Pulmonar Controlada por Computador - Mod1

No trabalho desenvolvido por Verbraak e co-autores [16], que data de 1995, foi elaborada uma representação mecânica do Sistema Respiratório, mod1 (Figura 8) [16].

O objetivo deste modelo seria proceder a testes de equipamento, validação de *softwares* e simulação das características fisiológicas de diversos indivíduos.



**Figura 8** - Exemplo de uma representação mecânica do Sistema Respiratório Humano [16].

Como é perceptível na Figura 8, o protótipo mecânico consiste em dois “balões com forma de concertina” que representam os dois pulmões. Estes balões estão no interior de um reservatório

fechado, que é preenchido com água de forma a representar o espaço e respetivo líquido pleural. Na parte de baixo deste reservatório existe um pistão que se desloca coordenadamente na vertical e que provoca uma alteração no volume do espaço do reservatório, sem que haja alteração da quantidade de água que o preenche. Esta alteração do volume simula de forma simples as alterações da pressão transmural devida à contração e relaxamento do pulmão e da caixa torácica. A deslocação do pistão no sentido ascendente provoca o aumento de pressão (inspiração) enquanto o movimento do pistão no sentido descendente induz uma diminuição de pressão (expiração).

O ar é movimentado para o interior e para o exterior dos balões através de uma conduta (que representa as vias aéreas). A quantidade de ar que entra ou sai é regulada através da pressão da água do reservatório.

Como é possível visualizar, o reservatório está ligado à conduta de ar com a finalidade de atuar de forma semelhante a uma válvula, ou seja, a água quando sujeita a pressão induz uma diminuição no raio da conduta.

No sistema estão colocados pressóstatos, em pontos estratégicos, de forma a ser possível a monitorização da pressão nos pontos mais relevantes. O volume de ar contido nos balões pode ser calculado a cada instante através da posição do pistão.

A equação 2 que se segue é utilizada para calcular a posição do pistão.

$$h_{b1} = \frac{V_{A1}}{A} \times 10^{-3} \quad (2)$$

Em que, A representa a superfície efetiva do pistão para cada balão (m<sup>2</sup>), h<sub>b1</sub> é a distância entre o balão 1 e o pistão e V<sub>A1</sub> é o volume do balão 1.

Para h igual a zero o volume do balão também é igual a zero. A pressão da água no nível h<sub>b1</sub>, P(h<sub>b1</sub>), é igual em cada ponto do reservatório. Uma correção da pressão hidrostática é dada por:

$$P(h) = P(h_{b1}) - \rho \times g \times (h - h_{b1})h_{b1} \quad (3)$$

Em que P(h) é a pressão no ponto h, (Kpa), ρ é a massa volúmica da água e g a constante de gravidade.

Numa situação estacionária a pressão da água para o interior dos balões e dos balões para a água é expressa pela equação 4.

$$P(h_{b1}) = \frac{k}{A} \times h_{b1} + P_{A1} + P_{off} \quad (4)$$

O pistão move-se devido ao servo motor associado. A diferença, entre a posição programada e a posição em que o pistão se encontra, é convertida de forma a movimentar o pistão para a posição pretendida. Caso a diferença seja nula (o pistão está no sítio correto), este espera por uma nova leitura sem efetuar qualquer movimento.

O controle do modelo é efetuado recorrendo a um microcomputador onde é inserido o código a que o sistema deve obedecer. É necessário, para tal, definir o número de ciclos respiratórios a reproduzir e a sequência.

Com base no trabalho de Mesic e co-autores [7], o esquema apresentado em seguida, mod2, tem como finalidade representar o funcionamento do Sistema Respiratório de pacientes que necessitam de ventilação medicamente assistida para sobreviver [7]. O modelo matemático do Sistema Respiratório (mod2) foi implementado e incorporado num controlador que irá coordenar todo o funcionamento do simulador.

Este esquema utiliza diversos parâmetros de entrada (a serem descritos no capítulo 4), que podem ser alterados consoante as necessidades da simulação, representando a grande vantagem de poder ajustar o simulador ao mais diverso tipo de pacientes.

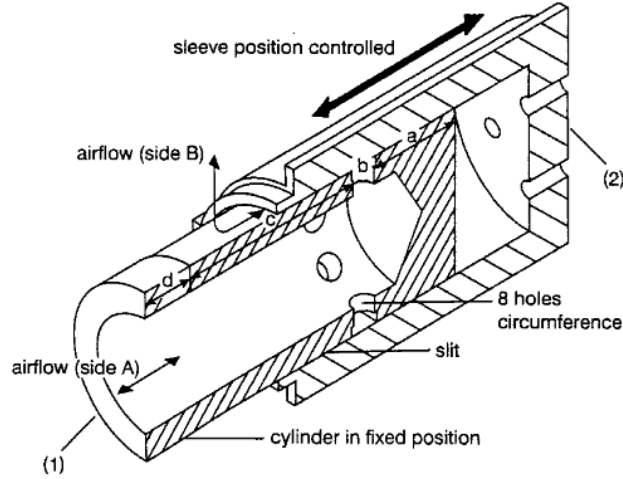
É o movimento do pistão que controla o espaço do reservatório e, por analogia o espaço alveolar e a elastância do Sistema Respiratório.

**Figura 9** - Representação esquemática do Sistema Respiratório Humano utilizado para simular o comportamento respiratório de doentes com fibrose pulmonar [7]

Para encontrar a posição do pistão é utilizado um sensor de posição e é controlado com recurso ao controlador DMC1020.



O reservatório que representa o espaço pulmonar está conectado a um outro reservatório que possui um cilindro com um êmbolo que representa as fossas nasais. É neste êmbolo que reside uma característica fundamental deste sistema. O êmbolo possui oito furos e diâmetro variável, (Figura 10) o que permite que o ar ao entrar esteja sujeito a resistências variáveis, dependendo de qual etapa do ciclo respiratório este esteja a simular. Assim, a posição do pistão interfere na resistência oferecida à entrada de ar nas fossas nasais.



**Figura 10** - Descrição do cilindro utilizado para simular a variação da resistência à entrada de ar nas vias aéreas [7]

A posição do êmbolo, também é controlada com recurso a um servo motor.

A posição do pistão a cada instante é calculada com recurso a um potenciômetro (que foi normalizada no intervalo  $[-1,0]$ ). Para  $x=0$  a resistência à entrada de ar é mínima, enquanto para  $x=-1$  a resistência é máxima.

A equação 5 permite obter o valor da pressão na boca ( $P_m$ ) em função da resistência das vias aéreas ( $R$ ), do volume ( $V$ ) e da elastância ( $E$ ).

$$P(m) = EV(t) + R\dot{V}(t) \quad (5)$$

Para representar o Sistema Respiratório da forma mais exata possível, a modelação matemática é dividida em três parâmetros distintos. A junção destes três parâmetros permite representar o funcionamento real do Sistema Respiratório.

### ➤ Estática Não Linear

A *compliance* está incluída neste simulador para que este, possa ser utilizado em pacientes distintos e com volumes variáveis. A *compliance* ( $C$ ) é dada pelo quociente da variação de um valor volume e de uma pressão.

$$C = \frac{1}{E} = \frac{\Delta V_L}{\Delta P_A} \quad (6)$$

Em que,  $\Delta V_L$  é a variação de volume pulmonar e  $\Delta P_A$  corresponde à variação da pressão alveolar.  $V_L$  é dado por:

$$V_L = TLC \left( 1 - e^{-\frac{P_L - P_0}{P_{tr}}} \right) \quad (7)$$

Em que  $P_0$  representa a pressão para  $V_L=0$ ,  $P_L$  a pressão pulmonar,  $P_{tr}$  a pressão traqueal e  $TLC$  a capacidade total do pulmão..

A equação 8 representa o volume para o qual a pressão do pulmão e da caixa torácica possuem igual amplitude, este ponto é conhecido como CRF (capacidade residual funcional). A compliance e a pressão da caixa torácica são representadas por  $C_{th}$  e  $P_{th}$  respetivamente.

$$V_L = C_{th} \times P_{th} + 0.8 \times TLC \quad (8)$$

$P_A$  (pressão alveolar) é dada pela equação 9 sendo que, em pacientes ventilados considera-se a pressão muscular ( $P_{musc}$ ) igual a zero.

$$P_A = P_L + P_{th} + P_{musc} \quad (9)$$

$P_L$  representa a pressão pulmonar,  $P_{th}$  representa a pressão torácica e  $P_{musc}$  a pressão muscular..

Juntando as equações 7 e 8:

$$P_A = \frac{V_L - 0.8 \times TLC}{C_{th}} - P_{tr} \ln \left( \frac{TLC - V_L}{TLC} \right) + P_0 \quad (10)$$

Escrevendo a equação do volume em função de  $P_A$ , obtém-se o seguinte resultado

$$V_L = P_A C_{th} + 0.8 \times TLC + P_{tr} C_{th} \times \ln \left[ \frac{P_{tr} C_{th}}{TLC} \times LamW \times \left( \frac{TLC}{P_{tr} C_{th}} \times e^{\frac{0.2TLC + P_0 C_{th} - P_A C_{th}}{P_{tr} C_{th}}} \right) \right] - P_0 C_{th} \quad (11)$$

Em que  $LamW(x)$  é a função de Lambert.

### ➤ **Compliance Dinâmica**

As características dinâmicas do Sistema Respiratório incorporam os efeitos viscoelásticos do sistema. A viscoelasticidade do Sistema Respiratório pode ser representada por uma equação linear de segunda ordem.

$$G_V(s) = \frac{V(s)}{P_A(s)} = \frac{1}{E} [K_1 G_{V1}(s) + (1 - K_1) G_{V2}(s)] \quad (12)$$

Em que:

$$G_{V1}(s) = \frac{1}{\sigma_1(s) + 1} \quad (13)$$

$$G_{V2}(s) = \frac{1}{\sigma_2(s) + 1} \quad (14)$$

$$K_1 = \frac{E}{E + E_m} \quad (15)$$

Em que  $K_1$  pertence ao intervalo  $[0,1]$

$$\sigma_2 = \frac{R_m(E + E_m)}{E \times E_m} \quad (16)$$

#### ➤ Resistência das Vias Aéreas

A resistência das vias aéreas ( $R_{AW}$ ) é o quociente entre a pressão perdida nas vias aéreas ( $P_{AW}$ ) e o fluxo de ar ( $\dot{V}$ ).

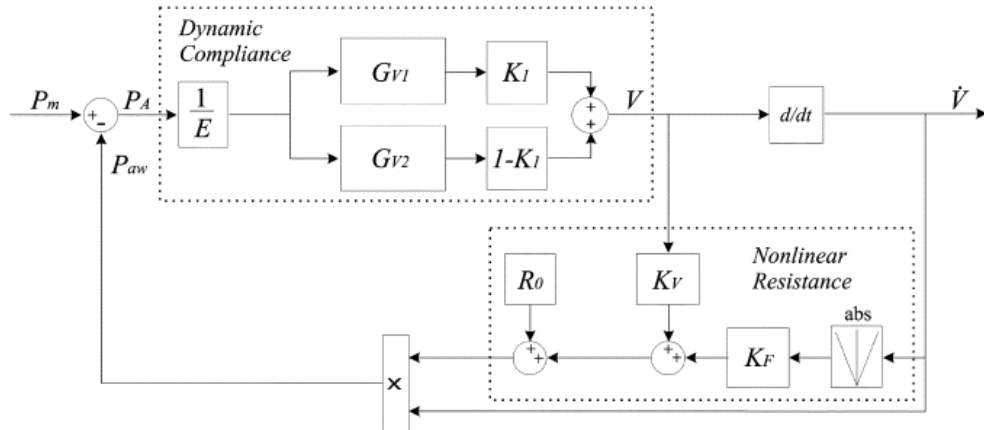
$$R_{AW} = \frac{P_{aw}}{\dot{V}} \quad (17)$$

A resistência das vias aéreas superiores está dependente do fluxo de ar que passa a cada instante, a resistência das vias aéreas inferiores é considerada constante.

A equação que se segue representa  $R_{AW}$  em função de  $V$  e  $\dot{V}$ . Em que  $K_V$  representa o coeficiente de resistência ao volume,  $K_F$  o coeficiente de Resistência ao Fluxo e  $R_0$  a resistência ao fluxo laminar.

$$R = R_0 + K_V V + K_F |\dot{V}| \quad (18)$$

As equações matemáticas que descrevem a *compliance* dinâmica ( $G_v(s)$ ) (Equação 12) e a resistência das vias aéreas ( $R$ ) (equação 18) originam o diagrama de blocos representado na Figura 11.



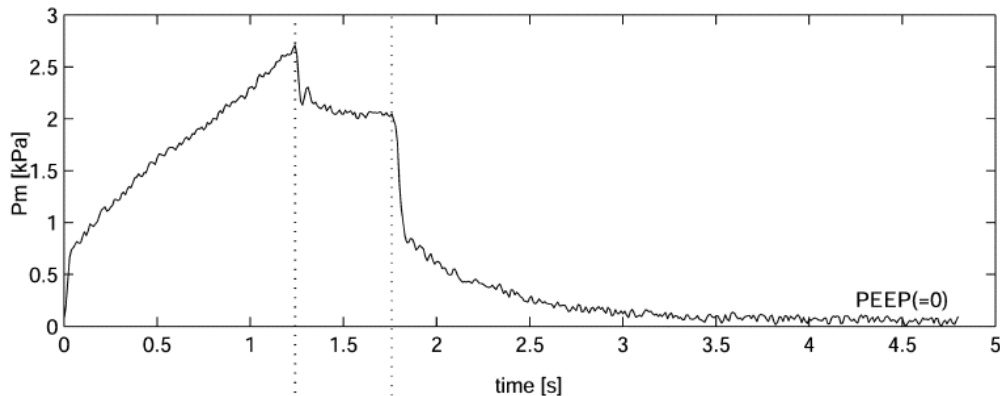
**Figura 11** - Diagrama de blocos correspondente à implementação do sistema descrito nas equações matemáticas anteriores [7].

- 
- 
-

- **Parâmetros de entrada**

Como ilustrado, através da Figura 11 e das equações matemáticas que representam o sistema (equações 12 e 18), são diversos os parâmetros de entrada. Estes parâmetros são descritos em seguida.

O sinal de entrada  $P_m$  é um parâmetro dado à entrada do circuito que representa o Sistema Respiratório. Neste caso, o sinal é proveniente de pacientes ventilados e foi obtido através de medição experimental de pacientes com fibrose pulmonar (Figura 12).

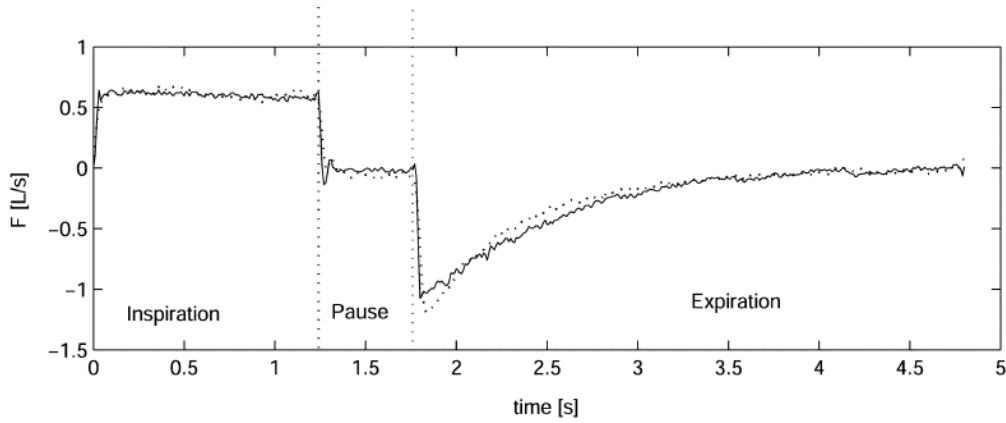


**Figura 12** - Perfil representativo dos valores de pressão na boca (em KPa) em pacientes com fibrose pulmonar [7]

As outras variáveis de entrada, que são dadas ao sistema, de forma a poder ser efetuada a simulação são as seguintes:

- $E$  - Elasticidade Pulmonar ( $\text{KPa} \cdot \text{l}^{-1}$ );
- $R_0$  - Resistência ao Fluxo Laminar ( $\text{Kpa} \cdot \text{s} \cdot \text{l}^{-1}$ );
- $K_v$  - Coeficiente de Resistência ao Volume ( $\text{Kpa} \cdot \text{s} \cdot \text{l}^{-2}$ );
- $K_F$  - Coeficiente de Resistência ao Fluxo ( $\text{Kpa} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{l}^{-2}$ );
- $K_1$  - Coeficiente de Viscosidade (-);
- $\tau_1$  - Constante de tempo devida à rápida alteração do volume pulmonar [s];
- $\tau_2$  - Constante de tempo devido à viscosidade [s].

O resultado obtido para o valor de fluxo de ar inspirado é apresentado na Figura 13.



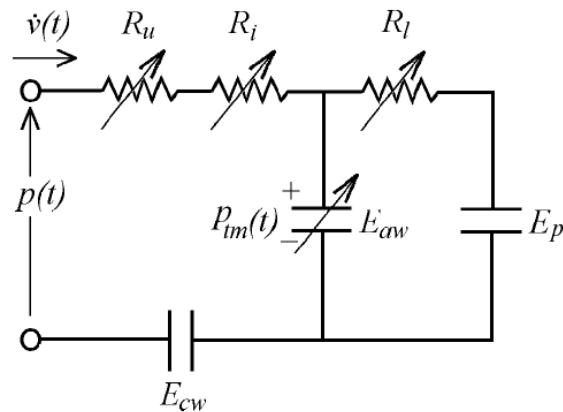
**Figura 13** - Representação gráfica do fluxo de ar durante o ciclo respiratório [7]

### 3.3. Equivalente Elétrico do Sistema Respiratório - Mod3

O estudo desenvolvido por Barbini e co-autores [18], representa uma visão mais recente do anterior, datado de 2003, baseado na construção de um circuito elétrico e respetivo modelo matemático, mod3, representativo de Sistema respiratório.

A principal preocupação, aquando da construção deste sistema, foi assegurar que as características não lineares do Sistema Respiratório sejam representadas.

O equivalente elétrico do Sistema Respiratório construído é representado na Figura 14.



**Figura 14** - Circuito elétrico que descreve o Sistema Respiratório Humano [18].

O modelo construído tem como ponto de partida a divisão do Sistema Respiratório em três segmentos distintos:

- **Vias aéreas superiores**

São representadas por uma resistência de Rohrer ( $R_u$ ).

$$R_u = K_1 + K_2 |\dot{v}| \quad (19)$$

em que  $K_1$  representa as propriedades do fluxo laminar e,  $K_2$  representa as propriedades do fluxo laminar dependentes do fluxo que por vezes podem ocorrer.

- **Vias aéreas intermédias**

As vias aéreas intermédias são aproximadas a um cilindro com comprimento e raio constantes. O volume do cilindro  $V_C$  varia com a pressão transmural ( $P_m$ ) de acordo com as características elásticas.

$$V_{(C)} = \frac{V_{Cmáx}}{1 + \exp[-a(P_m - b)]} \quad (20)$$

Sendo que,  $a$  e  $b$  são constantes e  $V_C$  representa o volume máximo nas vias aéreas.

As vias aéreas intermédias são consideradas um segmento, em que o fluxo escoia segundo propriedades viscosas. A resistência  $R_i$  representa este segmento e depende da compressão das vias aéreas e aumenta com a diminuição de  $V_C$ , como mostra a equação 21.

$$R_i = K_3 \left( \frac{V_{Cmáx}}{V_C} \right)^2 \quad (21)$$

Em que  $K_3$  é o valor da resistência  $R_i$  quando o volume das vias aéreas atinge o seu máximo.

A elastância das vias aéreas,  $E_{aw}$  depende de  $V_C$  de acordo com a equação 22.

$$E_{aw} = \frac{V_{Cmáx}}{a \cdot V_C} \frac{1}{V_{Cmáx} - V_C} \quad (22)$$

- **Vias aéreas inferiores**

A resistência das vias aéreas inferiores  $R_L$  é modelada de acordo com a equação 23.

$$R_L = \frac{K_4}{V} \quad (23)$$

Em que  $K_4$  é uma constante positiva.

O espaço alveolar e da cavidade torácica assume-se como sendo de comportamento elástico constante. Este comportamento elástico está representado no esquema elétrico como  $E_P$  (elasticidade pulmonar) e  $E_{cw}$  (elasticidade da cavidade torácica).

Com o modelo elétrico descrito foram analisados dois casos de pacientes com fisiopatologias distintas, pacientes saudáveis e com patologia obstrutiva crónica.

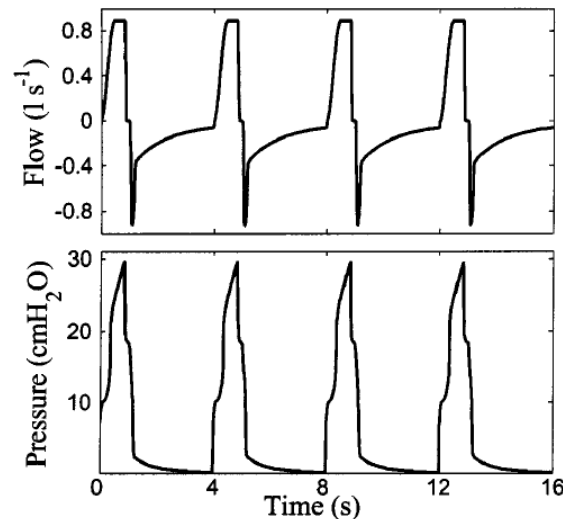
Com este sistema é possível obter representações gráficas do fluxo, do volume e da pressão na boca. É, também, possível obter o valor da limitação do fluxo expiratório no mais diverso tipo de pacientes.

## Parâmetros de Entrada

Para caracterizar um paciente, e poder obter os valores relativos ao estado de saúde em que este se encontra, é necessário definir os parâmetros fisiológicos que o caracterizam. Esses parâmetros necessários são as variáveis de entrada, que variam de paciente, para paciente e são:

- $K_1$  - Valor da propriedades resistivas do fluxo laminar ( $\text{cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$ );
- $K_2$  - Valor da propriedade resistiva adicional dependente do fluxo ( $\text{cmH}_2\text{O.s}^2.\text{l}^{-2}$ );
- $K_3$  - Valor da resistência das vias aéreas quando o volume é máximo ( $\text{cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$ );
- $V_{\text{CMAX}}$  - Volume máximo das vias aéreas superiores (l);
- $K_4$  - Constante positiva ( $\text{cmH}_2\text{O.s}$ );
- $a$  - Constante ( $(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$ );
- $b$  - Constante ( $\text{cmH}_2\text{O}$ );
- CRF - Capacidade Residual Funcional (l);
- EP - Elastância do Pulmão ( $\text{cmH}_2\text{O.l}^{-1}$ );
- ECW - Elastância Caixa Torácica ( $\text{cmH}_2\text{O.l}^{-1}$ )

Na Figura 15 está representado o resultado obtido para os valores de fluxo e pressão



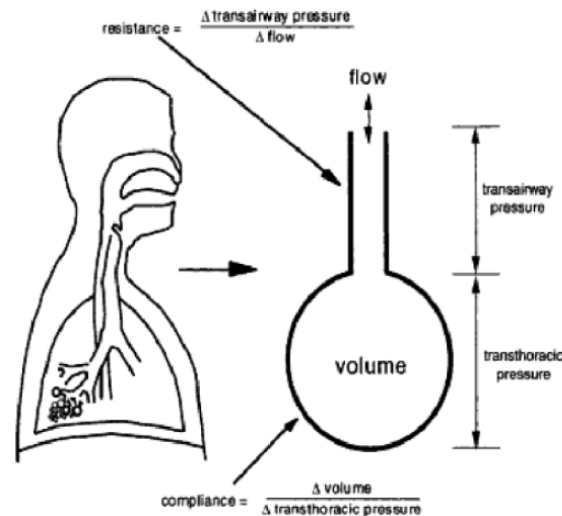
**Figura 15** - Representação gráfica da pressão e do fluxo em função do tempo, utilizando o sistema apresentado anteriormente [18].

## 3.4.Simulação e Análise do Funcionamento Pulmonar - Mod4

Neste sub capítulo será descrito um modelo matemático, mod 4, estudado por Lakshimi e co-autores [6], também ele desenvolvido com a finalidade de compreender com maior facilidade o comportamento do Sistema Respiratório [6]. O modelo matemático desenvolvido permite visualizar o fluxo de ar inspirado e o volume pulmonar de pacientes com características

fisiológicas distintas. No caso do artigo apresentado, foram efetuadas simulações para indivíduos saudáveis, com patologia obstrutiva e restritiva.

O modelo foi elaborado com base numa representação esquemática do Sistema Respiratório Humano (Figura 16).



**Figura 16-** Representação esquemática do funcionamento do Sistema Respiratório [6].

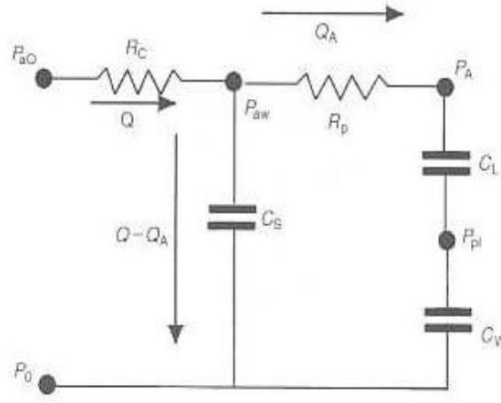
Para construir o equivalente elétrico deste sistema, considerou-se que a resistência oferecida pelas vias aéreas (centrais e periféricas) equivale a uma resistência elétrica. As características elásticas, que exprimem a compressão ou relaxamento das estruturas anatómicas, (*compliance*) são representadas por condensadores.

Os parâmetros de saída do sistema são o fluxo e a variação do volume pulmonar. Estes, permitem definir as condições e a capacidade fisiológica do paciente em estudo, assim como, proceder ao despiste de algumas patologias. Estes parâmetros mostram o comportamento do Sistema respiratório, graficamente, em cada instante do ciclo respiratório.

Outros parâmetros poderiam ser visualizados como a pressão alveolar ( $P_A$ ) e a pressão pleural ( $P_{PL}$ ).

O equivalente elétrico do Sistema Respiratório utilizado no estudo é apresentado na Figura 17.





**Figura 17** - Esquema ilustrativo do equivalente elétrico do Sistema Respiratório [6].

As equações que descrevem o modelo matemático são conseguidas aplicando as leis de Kirchoff ao sistema anterior (Figura 17), obtendo-se assim:

$$R_P Q_A + \left( \frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_W} \right) \int Q_A dt = \frac{1}{C_S} \int (Q - Q_A) dt \quad (24)$$

$$P_{ao} = R_C Q + \frac{1}{C_S} \int (Q - Q_A) dt \quad (25)$$

Em que, \$R\_P\$ representa a resistência das vias aéreas periféricas, \$R\_C\$ a resistência das vias aéreas centrais, \$C\_L\$ a *compliance* pulmonar, \$C\_S\$ a *compliance* devida ao volume de ar desviado e \$C\_W\$ a *compliance* da caixa torácica.

Como é possível observar na descrição anterior, o sinal de entrada principal do sistema é a pressão na boca do paciente (\$P\_m\$). Neste estudo, o sinal é considerado equivalente a uma onda sinusoidal, em que é possível simular a alteração da FR alterando a frequência do sinal sinusoidal.

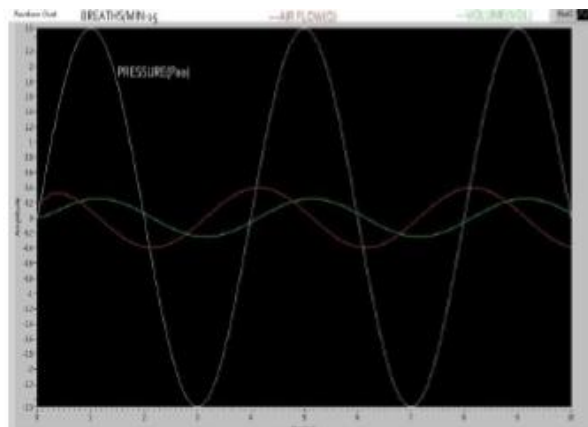
O circuito elétrico que equivale ao Sistema Respiratório pode ser dividido nos seguintes componentes, que definem os parâmetros de entrada do modelo matemático: \$R\_C\$, \$R\_P\$, \$C\_W\$, \$C\_S\$ e \$C\_L\$.

Estes valores são constantes ao longo do ciclo respiratório, que dependem da situação clínica do indivíduo em estudo, assim, para pacientes com patologias distintas estes valores devem ser alterados.

A estes parâmetros, que são os parâmetros de entrada do sistema, acresce ainda o valor de pressão na entrada das vias aéreas, ao longo de um ciclo respiratório.

Com a alteração dos parâmetros de entrada do sistema, já apresentados, é possível simular situações patológicas distintas, neste caso ausência de patologia, patologia restritiva e patologia obstrutiva.

Na Figura 18 são apresentadas as formas de onda relativas à pressão nas vias aéreas, ao volume e ao fluxo obtidos, considerando um paciente saudável, com FR de 15 CPM.



**Figura 18** - Resultados obtidos para um paciente saudável com FR de 15 CPM [6]

### 3.5. Análise dos Diferentes Modelos

De forma a selecionar o modelo ou representação, que após o primeiro contacto, melhor se adaptava aos objetivos foram analisados alguns parâmetros de acordo com a Tabela 1.

Os parâmetros/características avaliadas foram definidos de acordo com os objetivos definidos no início desta dissertação, nomeadamente a facilidade de reprodução em *softwares* de simulação, a acessibilidade dos parâmetros de entrada, a aplicabilidade a diferentes situações fisiológicas e a facilidade de compreensão do modelo matemático.

**Tabela 1** - Análise de vantagens e desvantagens dos modelos apresentados

Característica	Modelo/Representação			
	Mod1 [16]	Mod2 [7]	Mod3 [18]	Mod4 [6]
<b>Facilidade de reprodução em <i>software</i> de simulação</b>	Não	Sim	Sim	Sim
<b>Parâmetros de entrada de fácil aquisição</b>	Não	Não	Não	Sim
<b>Aparente aplicabilidade a diferentes patologias</b>	Sim	Sim	Sim	Não
<b>Modelo Matemático de fácil compreensão</b>	Não	Sim	Não	Sim

Após análise da Tabela 1 e avaliação de qual o modelo que apresentava mais vantagens. A escolha ficou dividida entre as representações dos modelos matemáticos mod2 e mod4, dado que, a foram aqueles que reuniram maior número de vantagens de entre os estudados.

Entre os dois modelos matemáticos citados, a escolha de qual seria estudado mais aprofundadamente recaiu sobre o modelo matemático mod 2, descrito no sub capítulo 3.2, pois, apesar de possuir parâmetros de entrada que podem ser pouco divulgados, é aquele que parece mais completo e com maior possibilidade de vir a retratar situações patológicas com sucesso.

No decorrer do estudo do modelo matemático mod2, chegou-se à conclusão que alguns dos parâmetros de entrada, necessários para definir o estado fisiológico de um paciente, não possuíam valores definidos para diferentes situações patológicas, o que inviabilizou o estudo.

Assim sendo, após este modelo foi estudado o modelo elétrico/matemático, mod4, apresentado no sub capítulo 3.4.

### ***A reter do capítulo 3***

*Ao longo dos anos foram vários os estudos efetuados acerca das representações mecânicas e elétricas do Sistema Respiratório Humano. Algumas das representações originam protótipos que representam a mecânica respiratória. De entre os estudos apresentados, foram escolhidos dois modelos matemáticos, mod2 e mod4, sobre os quais o estudo se debruçou. Esta escolha foi baseada, principalmente, devido ao fato de, nestes casos, ser possível simular os resultados e assim perceber a adaptabilidade do modelo matemático aos objetivos pretendidos.*



## *Capítulo 4*

# **Estudo do Sistema Respiratório Humano**

*Ao longo do capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos nos estudos efetuados com os dois modelos matemáticos, mod 2 e mod4, representativos do Sistema Respiratório. Os modelos matemáticos foram implementados em Matlab e permitiram obter as soluções numéricas associadas às duas abordagens e confirmar a qualidade das aproximações calculadas por comparação com os gráficos padrão.*

Um dos principais objetivos desta dissertação é obter um modelo matemático representativo do Sistema Respiratório Humano que possibilite perceber as alterações de volume e de fluxo de ar movimentados ao longo do ciclo respiratório por diverso tipo de pacientes. Assim sendo, foi necessário definir as condições fisiológicas e tipos de ventilação a simular.

#### **4.1.Situações Fisiológicas Simuladas**

As simulações efetuadas durante o estudo desenvolvido foram realizadas tendo como base situações fisiológicas definidas. Foram consideradas quatro perfis padrão a serem testados de forma a perceber a adaptabilidade dos sistemas implementados, com o objetivo de chegar ao modelo matemático que melhor responde aos objetivos propostos. Para que, o simulador responda de forma adequada aos objetivos é necessário que, ao alterar os parâmetros de entrada do sistema (de forma a configurar situações patológicas diferentes), este responda de forma a comprovar o estado patológico.

A alteração dos parâmetros de entrada é feita de acordo com as situações que se pretende reproduzir. Neste caso, foram definidas as seguintes situações: paciente saudável sujeito a ventilação mecânica controlada por volume, paciente saudável sujeito a ventilação controlada por pressão, aproximação do comportamento humano a uma onda sinusoidal e paciente saudável com respiração espontânea.

Com já foi referido, dos estudos apresentados, apenas o modelo matemático descrito no sub capítulo 3.2 e o modelo elétrico/matemático descrito no sub capítulo 3.4. foram reproduzidos e aprofundados de forma a garantir a sua viabilidade. Assim, e como foi apresentado no Capítulo 3, cada sistema apresenta as suas variáveis de entrada que são a pressão nas vias aéreas e os parâmetros que definem o estado fisiológico do paciente.

A pressão nas vias aéreas ( $P_{AW}$ ) descreve o valor de resistência oferecida à entrada de ar, durante um ciclo respiratório. Os valores de pressão nas vias aéreas variam ao longo do ciclo respiratório, consoante o estado de saúde do indivíduo, assim como com o método de respiração a que este está sujeito (espontânea ou mecânica). Desta forma, se é pretendido alterar as condições de entrada do sistema, este parâmetro apresenta elevada importância.

Em seguida são apresentados os valores de pressão nas vias aéreas utilizados nas simulações efetuadas e descritas ao longo deste capítulo.

##### **➤ Indivíduo Saudável Sujeito a Ventilação Mecânica Controlada por Volume**

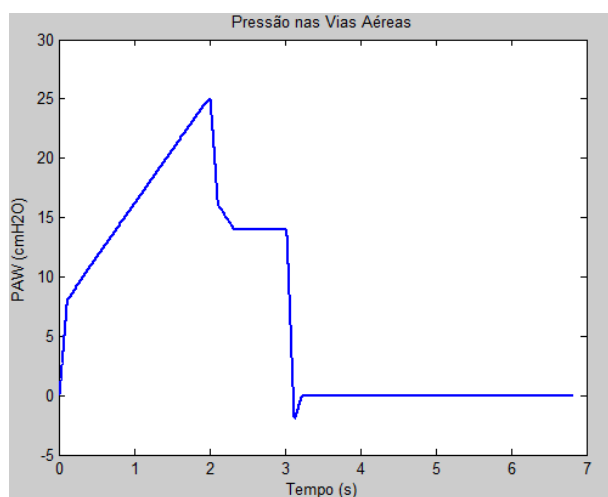
Este método de ventilação assistida, descrito no Capítulo 2, apresenta de forma padronizada o valor de pressão nas vias aéreas de acordo com a Figura 19.



**Figura 19** - Perfil padrão de  $P_{AW}$  em pacientes sujeitos a VCV [19].

O valor máximo de pressão nas vias aéreas encontra-se entre dos 25-30 cmH<sub>2</sub>O, sendo que, nos testes efetuados o valor máximo de pressão nas vias aéreas foi considerado de 25 cmH<sub>2</sub>O [14]. Em relação à duração do ciclo respiratório, este foi considerado de 7 segundos em todos os casos simulados de forma a facilitar a representação e a visualização.

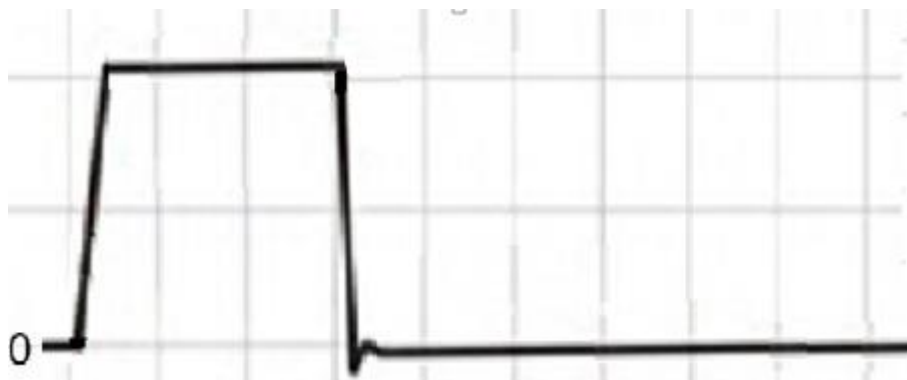
De acordo com estes dados, o sinal de pressão nas vias aéreas para ventilação controlada por volume, pode ser obtida, como ilustra a Figura 20. Este sinal de entrada é utilizado em todas as simulações efetuadas.



**Figura 20** - Perfil de  $P_{AW}$  utilizado nas simulações VCV

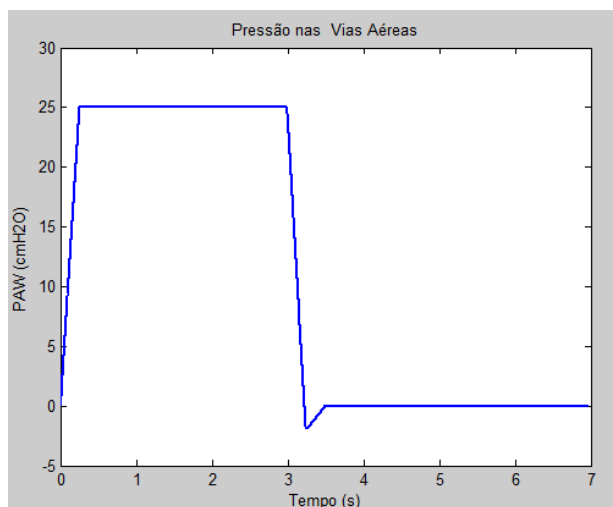
#### ➤ **Indivíduo Saudável Sujeito a Ventilação Mecânica Controlada por Pressão**

O sinal de pressão nas vias aéreas ( $P_{AW}$ ) para pacientes saudáveis ventilados por pressão é idêntico ao apresentado na Figura 21.



**Figura 21** - Perfil padrão de  $P_{AW}$  em pacientes sujeitos a PCV [19].

Mais uma vez, nos testes efetuados o valor máximo de pressão nas vias aéreas considerado foi de 25 cmH<sub>2</sub>O, e com uma duração do ciclo respiratório igual a 7 segundos. A Figura 22 representa o sinal de pressão nas vias aéreas, para ventilação controlada por pressão, utilizado nas simulações apresentadas neste capítulo.



**Figura 22** - Perfil com os valores de  $P_{AW}$  ao longo do tempo em PCV utilizado

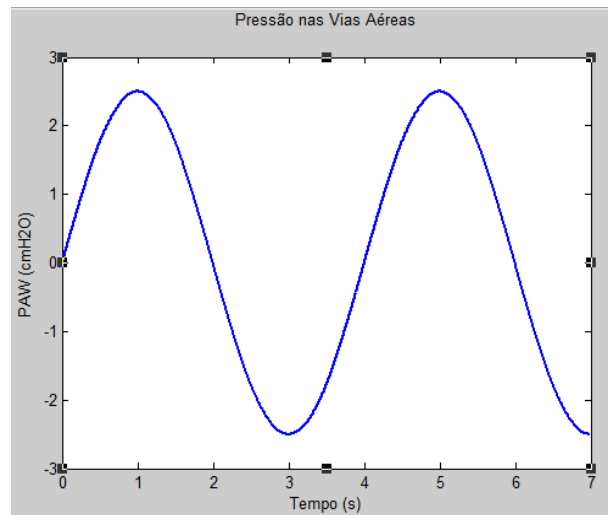
#### ➤ Aproximação a uma Onda Sinusoidal

De forma a simplificar o processo de percepção do comportamento respiratório de um indivíduo com respiração espontânea, foram efetuadas simulações em que o sinal de pressão nas vias aéreas se considera igual a uma onda sinusoidal. Foi considerada uma amplitude de 2.5 cmH<sub>2</sub>O, de forma, a que sejam obtidos valores de volume próximos dos esperados, ou seja, aproximadamente 0.5l pico-a-pico (Figura 23).

Em relação à frequência do sinal sinusoidal, este valor considerou-se igual à FR de um indivíduo saudável, ou seja, 15 ciclos por minuto [1].

O sinal de pressão nas vias aéreas, resultante destes parâmetros, está apresentado na Figura 23.



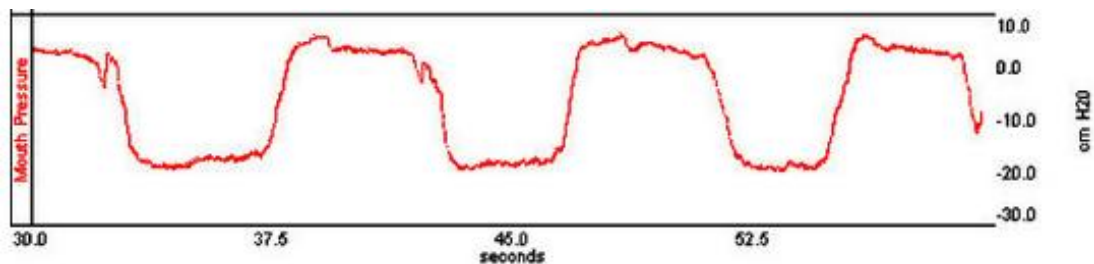


**Figura 23** - Perfil com o sinal sinusoidal representativo de  $P_{AW}$  em função do tempo utilizado nas simulações

#### ➤ **Indivíduo Saudável com Respiração Espontânea**

Existem várias representações da pressão nas vias aéreas de um indivíduo saudável com respiração espontânea tais como aproximação a uma onda sinusoidal ou a uma onda quadrada. No caso de dados obtidos diretamente de pacientes, o mesmo já não se verifica. Para que os resultados obtidos se aproximem o mais possível da realidade foi utilizado um sinal real obtido durante a realização de uma pletismografia [20].

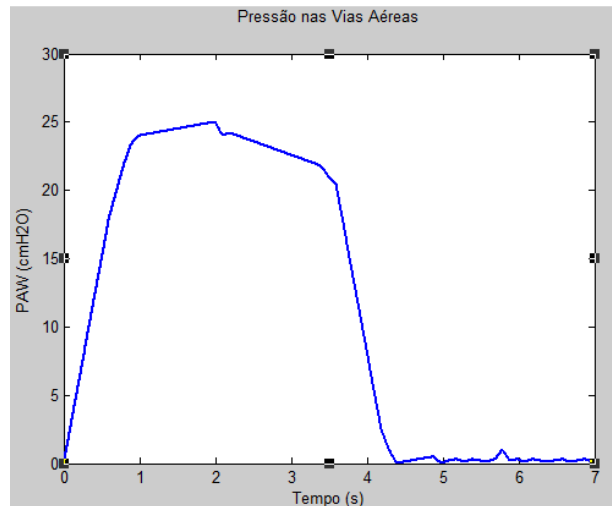
A Figura 24 apresenta o sinal real considerado.



**Figura 24** - Pressão nas vias aéreas de pacientes saudáveis com respiração espontânea [20].

No entanto, em relação a este sinal, foram efetuadas algumas alterações. A variação de pressão considerada foi a mesma utilizada nas outras situações fisiológicas, ou seja, entre 0 e 25  $\text{cmH}_2\text{O}$  e o ciclo respiratório considerado com duração de 7 segundos. Esta escolha está relacionada com uma questão de uniformização do sinal de entrada.

Na Figura 25 é apresentado o sinal que foi utilizado nas simulações efetuadas.



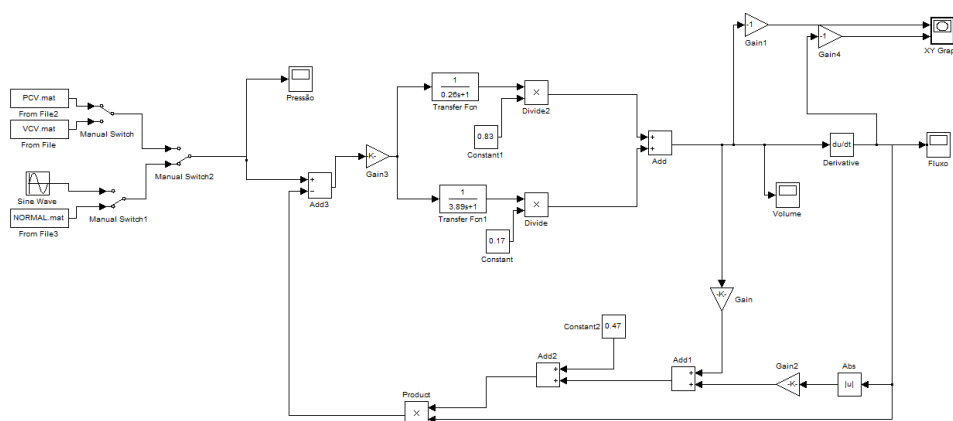
**Figura 25** - Reprodução do sinal de  $P_{AW}$  de pacientes saudáveis com respiração espontânea

## 4.2. Funcionamento Pulmonar Controlado por Computador

### 4.2.1. Descrição do Modelo Matemático Mod2

Após analisar o modelo físico apresentado no sub capítulo 3.2 assim, como o modelo matemático, mod2, o passo seguinte consiste em reproduzir o sistema para, posteriormente, perceber se este se adapta aos objetivos que foram inicialmente propostos, ou seja, perceber se este se aplica a diferentes situações fisiológicas [7].

Para proceder à simulação do modelo matemático, utilizando os diagramas de blocos associados à equação matemática, o *Simulink* do *Matlab* foi a ferramenta utilizada. O diagrama de blocos construído é apresentado na Figura 26 (Na Figura B - 1 do Anexo B a imagem pode ser visualizada com maior pormenor).



**Figura 26** - Diagrama de blocos do modelo matemático em estudo utilizando o *software Matlab-Simulink*

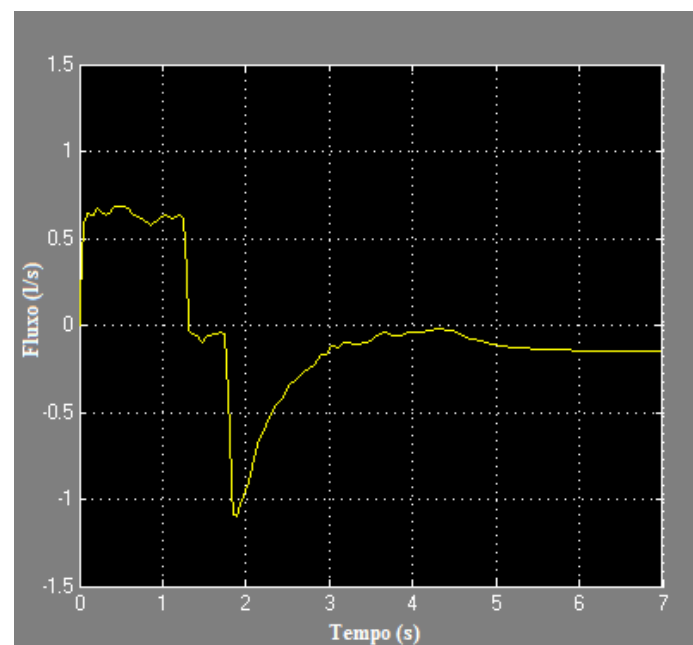
De forma a validar o simulador construído, os resultados obtidos foram comparados com os resultados obtidos no trabalho desenvolvido por Verbraak e co-autores [7]. Assim, foi

reconstruído o sinal de pressão utilizado em [7] e, de seguida importado para o *Matlab-Simulink*. Para proceder à simulação, além do sinal de pressão nas vias aéreas que foi obtido do artigo, foram utilizadas as variáveis que caracterizam a função respiratória relativa a pacientes com fibrose pulmonar e apresentadas na Tabela 2.

**Tabela 2** - Parâmetros utilizados na simulação para doentes com fibrose pulmonar [7].

Parâmetro	Valor
<b>E</b>	2.37 KPa.l <sup>-1</sup>
<b>R<sub>0</sub></b>	0.47 KPa.s.l <sup>-1</sup>
<b>K<sub>v</sub></b>	-0.45 KPa.s.l <sup>-2</sup>
<b>K<sub>F</sub></b>	0.01 KPa.s <sup>2</sup> .l <sup>-2</sup>
<b>K<sub>1</sub></b>	0.83
<b>τ<sub>1</sub></b>	0.26 s
<b>τ<sub>2</sub></b>	3.89 s

Na Figura 27 é apresentado o sinal de saída obtido (fluxo de ar movimentado durante o ciclo respiratório), conseguido no diagrama de blocos construído em *Matlab-Simulink*, considerando o sinal de entrada P<sub>AW</sub> apresentado na Figura 12.



**Figura 27** - Perfil de fluxo obtido utilizando o diagrama construído no *Matlab-Simulink*

Comparando os gráficos da Figura 27 com os obtidos em [7] (Figura 13), é possível afirmar que o modelo matemático mod2 está bem reproduzido e, por isto, pode-se proceder a estudos de forma a comprovar a possibilidade de se aplicar a outro tipo de pacientes com diferentes quadros clínicos.

Devido à ausência de valores numéricos dos resultados obtidos em [7], a validação foi feita por observação da representação gráfica dos mesmos.

#### 4.2.2. Aplicação do Modelo a Diferentes Condições Fisiológicas

A simulação realizada anteriormente foi, efetuada com base em dados provenientes de um determinado e restrito tipo de pacientes com patologia respiratória, neste caso fibrose pulmonar. No entanto, e de acordo com o objetivo inicial, a intenção é estender este estudo a pacientes saudáveis ventilados, a indivíduos saudáveis com respiração espontânea, bem como a pacientes com outro tipo de patologias.

Considerando pacientes sem patologia, em detrimento de pacientes com fibrose pulmonar, alguns dos parâmetros de entrada têm que ser alterados, de forma a ficarem em concordância com o tipo de dados inseridos. Os valores de pressão nas vias aéreas foram alterados de acordo com os dados referidos no sub capítulo 4.1. No entanto, para esta fase do estudo, também, as constantes anteriores, ver Tabela 2, não são válidas.

No caso da elastância pulmonar, foi possível encontrar o valor adequado. A seguir são descritos os valores considerados.

##### ➤ Elastância (E)

A elastância está relacionada com a *compliance*, segundo a equação 26.

$$C = \frac{1}{E} \quad (26)$$

Para um indivíduo normal, sem qualquer patologia, o valor da *compliance* é de 0.2 l.(cmH<sub>2</sub>O)<sup>-1</sup> (este valor é relacionado com o volume pulmonar e pode, por isso, sofrer pequenas alterações de indivíduo para indivíduo).

Convertendo para as unidades em estudo, a elastância pulmonar de um indivíduo saudável é de aproximadamente 0.49KPa.l<sup>-1</sup> [2].

$$E = \frac{1}{0.2} = 5 \text{ l}^{-1} \cdot \text{cmH}_2\text{O} \quad (27)$$

Apenas para o parâmetro referente à elastância a pesquisa teve resultados. No caso dos restantes parâmetros apresentados na Tabela 2 não foi possível encontrar valores para pacientes saudáveis, dado que, são variáveis pouco estudadas e pouco divulgadas em estudos médicos.

Por este motivo, a avaliação dos dados respiratórios para indivíduos saudáveis fica comprometida. No entanto, e de forma a comprovar que o modelo matemático mod2 não se aplica ao pretendido, foram feitas simulações com diferentes sinais de entrada de condições fisiológicas distintas. O valor de elastância (E) utilizado nas simulações seguintes, foi o apresentado

anteriormente, sendo que os valores dos outros parâmetros foram inicialmente considerados iguais aos observados em pacientes com fibrose pulmonar (Tabela 2).

#### 4.2.2.1. Pacientes Saudáveis - Ventilação Mecânica

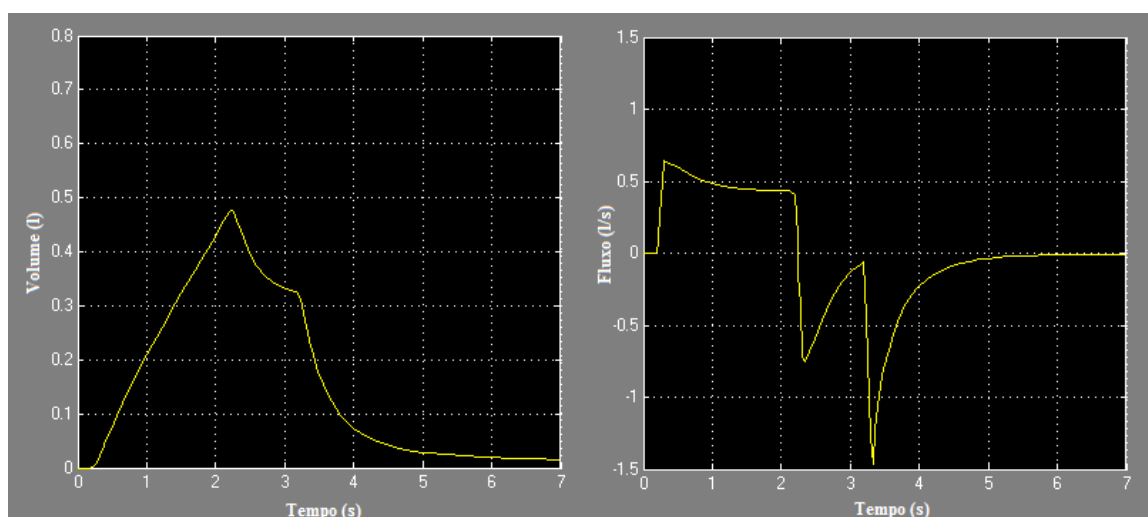
No caso de pacientes saudáveis sujeitos a ventilação artificial foram considerados dados de dois tipos de ventilação mecânica já descritos anteriormente. A saber a ventilação controlada por volume e a ventilação controlada por pressão.

Tendo em conta que continuamos no ramo da ventilação assistida o modelo matemático, mod2, não necessita de alterações a nível das equações matemáticas que o descrevem. No entanto, o sinal de entrada considerado, neste caso a pressão nas vias aéreas,  $P_{AW}$ , foi alterado para o correspondente em cada tipo de ventilação e que pode ser consultado nas Figuras 20 e 22.

##### ➤ Ventilação Controlada por Volume

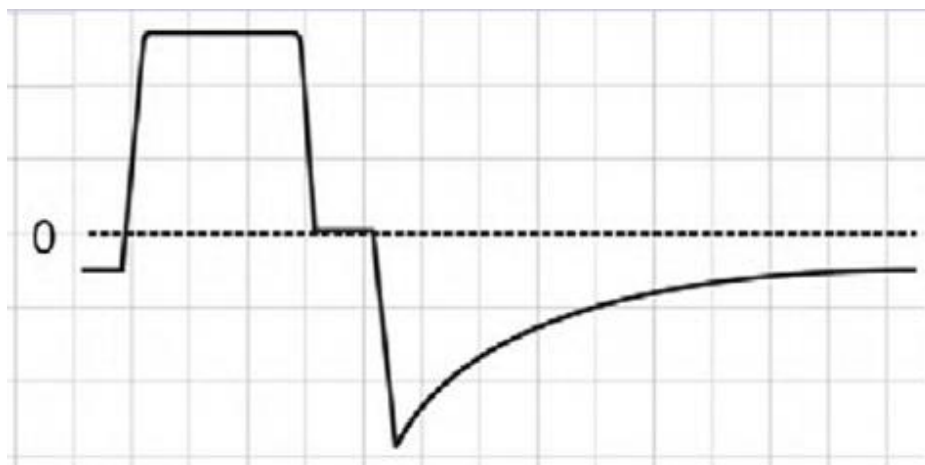
No caso de ventilação controlada por volume, cujas características estão descritas no capítulo 2, o sinal típico de pressão nas vias aéreas para pacientes saudáveis é apresentado na Figura 20.

Utilizando o perfil do sinal da figura como parâmetro de entrada do simulador, construído com base no modelo mod2, o valor de elastância para pacientes saudáveis e, todas as outras variáveis com valores apresentados na Tabela 2, é possível obter os gráficos de pressão e volume para este tipo de condição fisiológica. Os perfis obtidos são os apresentados na Figura 28.



**Figura 28** - Perfis de volume e de fluxo obtidos considerando o sinal de pressão nas vias aéreas proveniente de pacientes sujeitos a VCV

De forma a validar os resultados, o gráfico relativo ao fluxo de ar movimentado pode ser comparado com o perfil padrão para este tipo de situação fisiológica [19].



**Figura 29** - Perfil padrão do fluxo em indivíduos saudáveis sujeitos a VCV [19]

Após a análise dos gráficos obtidos e dos pretendidos, para este tipo de indivíduo, é possível perceber que o modelo mod2 não está a fornecer os resultados desejados.

A não obtenção de resultados satisfatórios pode dever-se principalmente a duas razões:

1. O modelo matemático ter sido construído para uma ventilação mecânica com outro tipo de controlo (não o volume);

Como já foi referido, o modelo que serviu de base à construção do simulador foi realizado tendo como referência pacientes ventilados, no entanto, não existe informação quanto ao tipo de ventilação efetuada. Assim sendo, este pode ter sido construído para outro tipo de ventilação e não ser possível adaptá-lo à ventilação controlada por volume.

2. Valores dos parâmetros utilizados incorretos;

Tendo em conta que o sinal de entrada é proveniente de pacientes saudáveis, todos os parâmetros que caracterizam o estado de funcionamento do sistema respiratório, devem estar em concordância com o pleno estado de saúde. No entanto, apenas o valor da elastância está correto pois, como já foi referido, não foram encontrados valores para os outros parâmetros.

Na tentativa de alcançar resultados pretendidos e de perceber a interferência da alteração de cada parâmetro nos resultados das simulações efetuadas, foram efetuados testes, alterando de forma aleatória os valores dos parâmetros. Tendo como ponto de partida o caso 1 em que é utilizado o valor de elastância para pacientes saudáveis,  $0.49 \text{ KPa.l}^{-1}$ , e as outras variáveis com o valor apresentado na Tabela 2. Apenas o parâmetro E foi mantido constante.

Na Tabela 3 estão representados os valores dos parâmetros que foram utilizados nas simulações efetuadas, o valor do parâmetro E foi mantido constante enquanto os outros valores foram alterados.

É de salientar que o simulador não permite a alteração de algumas variáveis para valores muito diferentes dos estipulados, pois, o *software* deteta erros matemáticos, que podem ser justificados devido à existência de quocientes e por consequência uma impossibilidade do quociente ser nulo.

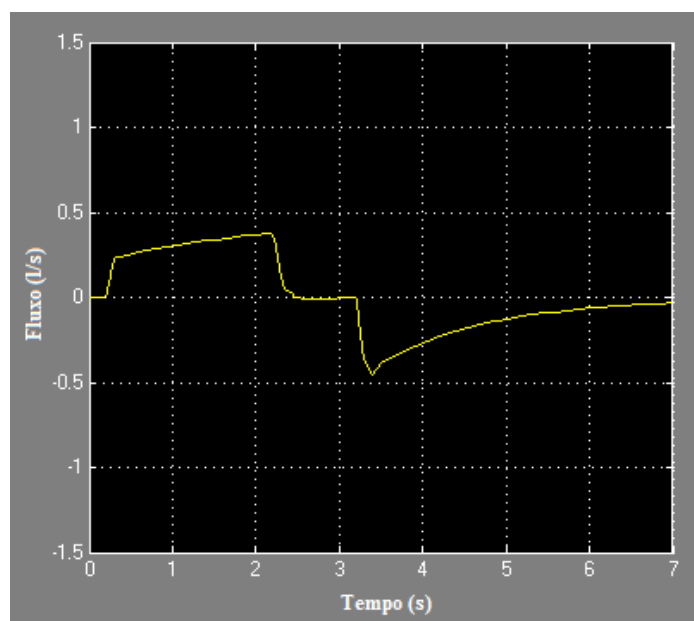
**Tabela 3** - Valores dos parâmetros testados nas simulações de VCV

	<b>E</b> (KPa.l <sup>-1</sup> )	<b><math>\tau_1</math></b> (s)	<b><math>\tau_2</math></b> (s)	<b>K<sub>1</sub></b> (-)	<b>K<sub>V</sub></b> (KPa.s.l <sup>-2</sup> )	<b>R<sub>0</sub></b> (KPa.s.l <sup>-1</sup> )	<b>K<sub>F</sub></b> (KPa.s <sup>2</sup> .l <sup>-2</sup> )
<b>Caso 1</b>	0,49	0.17	3.89	0.83	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 2</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 3</b>	0,49	1.2	1.95	0.83	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 4</b>	0,49	1.2	7.78	0.83	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 5</b>	0,49	1.2	3.89	0.2	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 6</b>	0,49	1.2	3.89	0.99	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 7</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	-2	0.47	0.01
<b>Caso 8</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	2	0.47	0.01
<b>Caso 9</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	-0.45	0.1	0.01
<b>Caso 10</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	-0.45	1.4	0.01
<b>Caso 11</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	-0.45	0.47	0.5
<b>Caso 12</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	-0.45	0.47	-0.5

Na simulação do Caso 1, não foram obtidos resultados satisfatórios, como pode ser comprovado pela análise da Figura B-2 do Anexo B.

No caso 2, a simulação resultou num gráfico de pressão mais próximo da forma pretendida, como é possível observar na Figura 30.

Tendo em conta que o parâmetro se refere à constante de tempo devida à rápida alteração do volume pulmonar, faz sentido que, em pacientes com fibrose pulmonar esse valor seja mais baixo do que em pacientes sem patologia. A ausência de fibroses no pulmão permite que, este se contraia ou distenda com maior facilidade/rapidez.



**Figura 30** - Perfil de fluxo obtido para pacientes sujeitos a VCV com parâmetro  $\tau_1$  alterado

Por este motivo, nas simulações que se seguiram, o parâmetro  $\tau_1$  (constante de tempo devida à rápida alteração do volume pulmonar) foi mantido constante e igual a 1.2 segundos, como pode ser observado na Tabela 3. O parâmetro foi fixado com este valor dado que, para valores superiores o modelo, não respondia à alteração do valor, ou seja, os resultados permaneciam iguais.

Nas simulações dos outros casos apresentados na Tabela 3, não foram obtidos resultados satisfatórios, sendo que a alteração de alguns parâmetros não surtia qualquer tipo de efeito no resultado obtido. Por este motivo, a simulação efetuada com os valores do caso 2 pode ser considerada a mais próxima do pretendido, dado que, por análise direta dos gráficos em comparação com o gráfico padrão, Figura 21, é neste caso que os resultados são mais próximos.

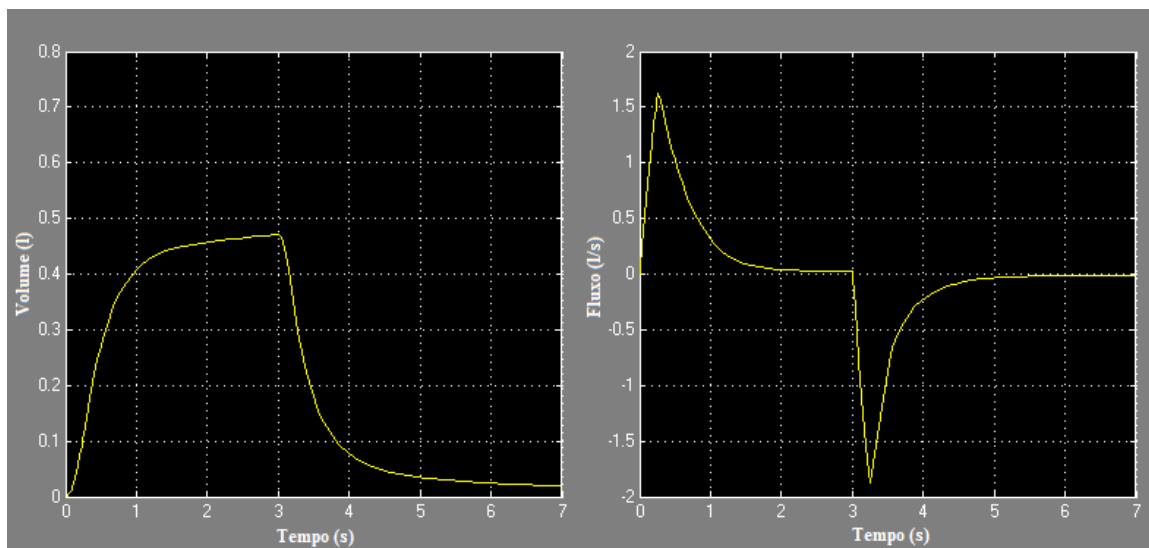
Os gráficos de fluxo obtidos para os restantes casos referidos na Tabela 3 são apresentados no Anexo B (Figuras B-2 a B-12).

### ➤ **Ventilação Controlada por Pressão**

A ventilação mecânica controlada por pressão já foi anteriormente abordada (capítulo 2). Um indivíduo saudável sujeito a este tipo de ventilação apresenta valores de pressão nas vias aéreas de acordo com o gráfico ilustrado na Figura 22. Foram novamente utilizadas as constantes apresentadas na Tabela 1, com exceção do valor da elastância ( $0.49 \text{ KPa.l}^{-1}$ ).

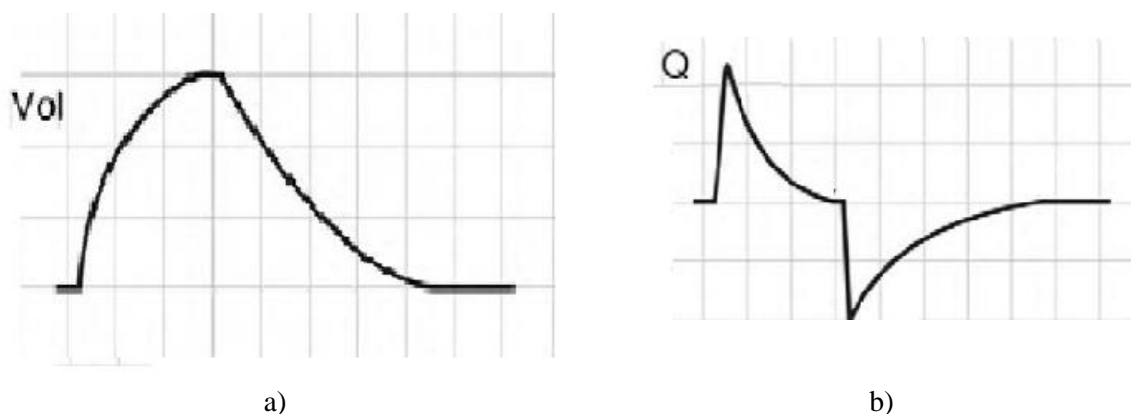
À semelhança do procedimento realizado anteriormente, com o simulador apresentado, foram obtidos os gráficos de pressão e volume para este tipo de condição. Os gráficos obtidos são os apresentados na Figura 31.





**Figura 31** - Perfis de volume e fluxo obtidos considerando o sinal de pressão nas vias aéreas proveniente de pacientes sujeitos a PCV

De forma a validar os resultados, obtidos através do simulador desenvolvido, estes gráficos podem ser comparados com os gráficos padrão para este tipo de condição fisiológica (Figura 32) [19].



**Figura 32** - Perfis padrão para indivíduos saudáveis sujeitos a PCV a)Volume b)Fluxo [19]

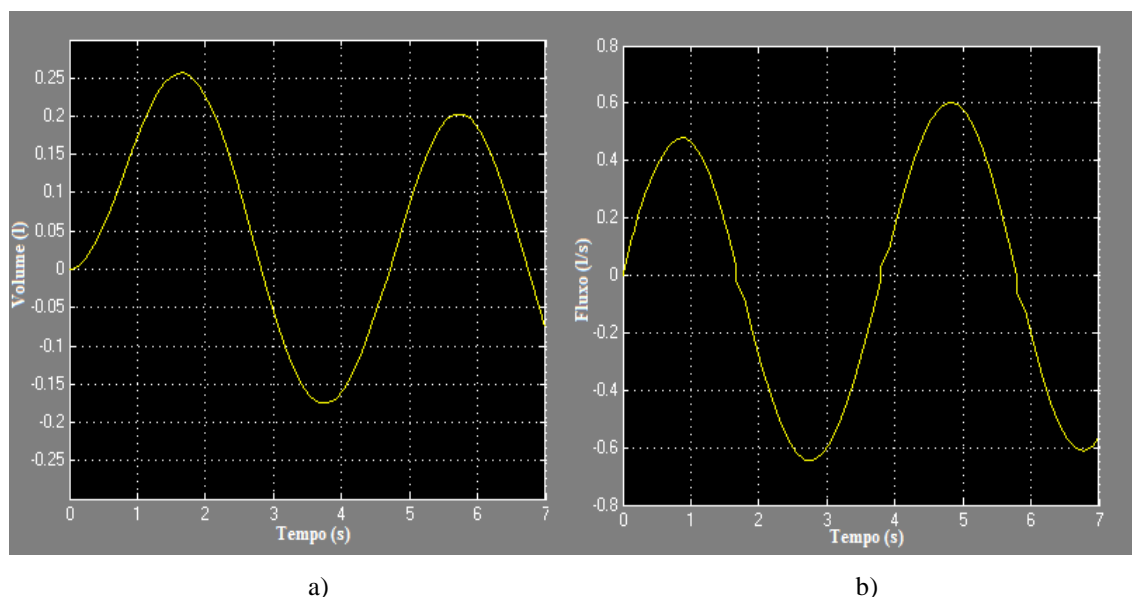
Como é possível verificar pelos gráficos apresentados, os resultados obtidos estão muito próximos dos resultados esperados o que, pressupõe que o modelo matemático tenha sido construído para casos de ventilação controlada por pressão.

No entanto de forma a aprofundar o conhecimento acerca do modelo, também, foram efetuados alguns testes em que os valores dos parâmetros foram alterados de forma aleatória. Neste caso, as alterações nos resultados obtidos não se mostraram significativas nem favoráveis ao resultado pretendido.

#### 4.2.2.2. Simulação com Onda Sinusoidal

Como já foi referido anteriormente, tendo em conta que o simulador construído tem por objetivo fins educativos, o modelo matemático foi testado tendo como sinal de entrada uma onda sinusoidal. Utilizando a onda sinusoidal é mais fácil e intuitivo para o utilizador perceber as alterações que cada parâmetro induz nos resultados obtidos.

Assim sendo, foi criado um sinal sinusoidal à entrada do simulador com as características já mencionadas no separador 4.1. A Figura 33 representa os gráficos de volume e fluxo para a entrada definida.



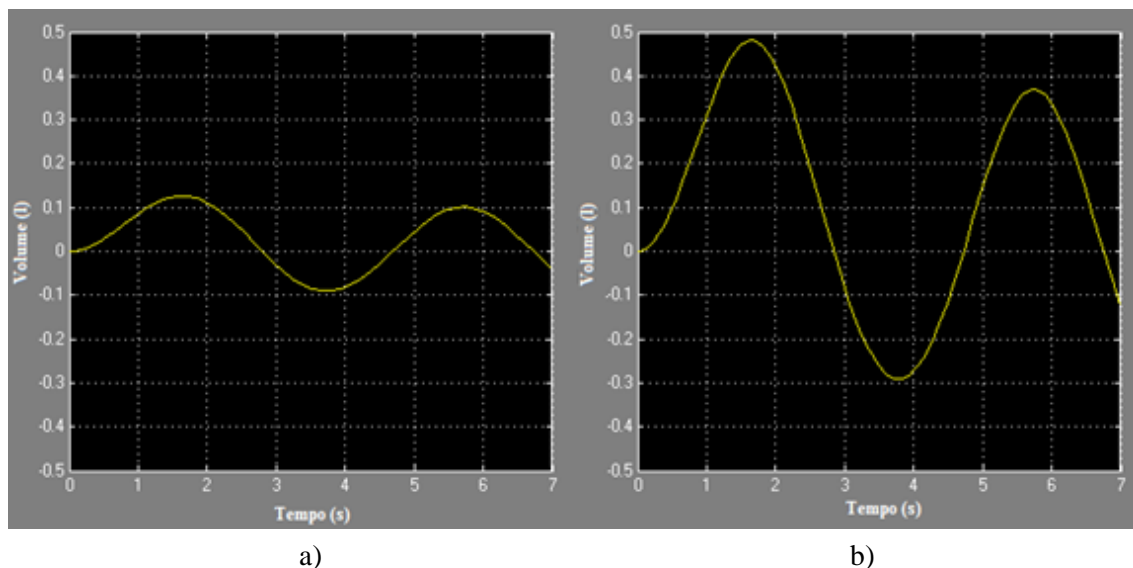
**Figura 33** - Perfis de volume e fluxo para entrada em onda sinusoidal com FR=15

Tendo em conta a influência do parâmetro  $\tau_1$  no resultado final, visualizada anteriormente, nesta simulação este parâmetro foi considerado igual a 1.2 segundos. Só com esta alteração foi possível visualizar os resultados pois, caso contrário o simulador detetava erros matemáticos associados ao bloco onde o parâmetro  $\tau_1$  está inserido.

Em relação aos resultados obtidos com esta simulação, é possível verificar que as ondas sinusoidais obtidas possuem uma pequena alteração à forma esperada. Também, os valores registados encontram-se desfasados dos esperados, dado que o valor de volume movimentado durante um ciclo respiratório se encontra abaixo do registado na realidade.

Em seguida foram efetuadas simulações em que foram alterados alguns parâmetros, de forma a verificar se a resposta do sistema a estas alterações está de acordo com o que é exetável. O primeiro parâmetro alterado foi a elastância (E). Sabe-se um aumento da elastância pressupõe um aumento no volume de ar movimentado. Na mesma razão, uma diminuição da elastância diminui a capacidade do pulmão se distender e, por isso diminui a quantidade de ar que este pode conter.

A Figura 34 ilustra os perfis de volume após a alteração do parâmetro da elastância.

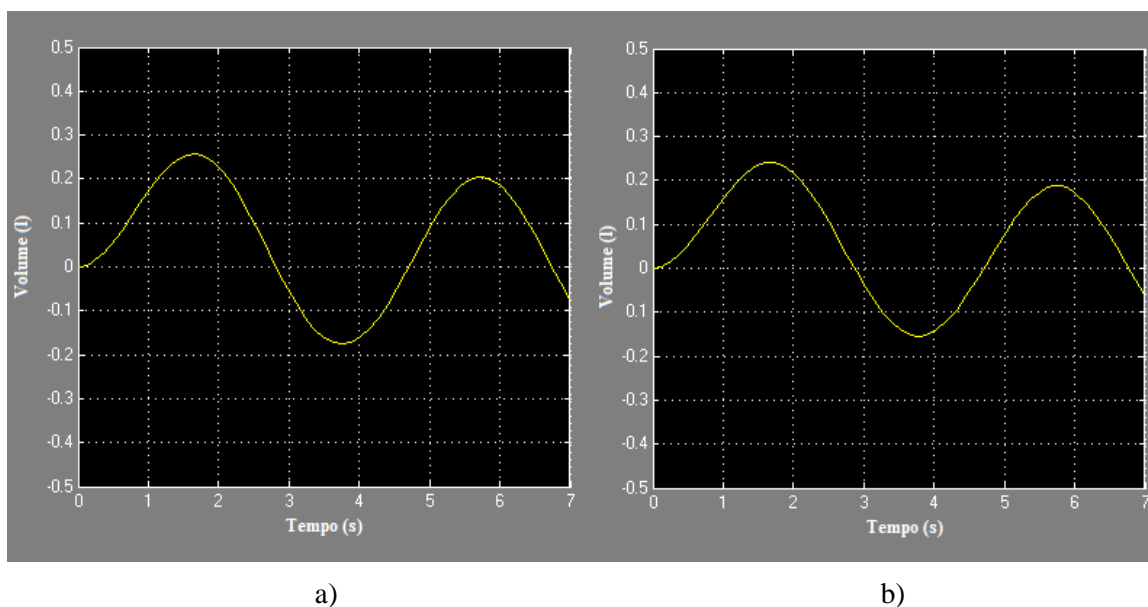


**Figura 34** - Perfis dos valores de volume para entrada em onda sinusoidal a)  $E=0.2 \text{ KPa.l}^{-1}$  b)  $E=0.8 \text{ KPa.l}^{-1}$

Através da análise dos gráficos, é possível concluir que o simulador respondeu de forma correta às alterações induzidas no parâmetro  $E$ . No entanto, existe uma falta de proporcionalidade na alteração de valores.

Em seguida foram testadas alterações no parâmetro que representa o coeficiente de resistência ao fluxo ( $K_F$ ). Como o nome sugere, um aumento deste parâmetro induz um aumento da resistência ao fluxo de ar e, por consequência uma diminuição no volume de ar movimentado, o contrário também se verifica. Na Figura 35 são apresentados os resultados das simulações para valores de  $K_F$  aumentados e diminuídos.

É possível concluir, através das análises anteriores, que, apesar das alterações induzidas estarem de acordo com o esperado, o modelo matemático é muito pouco sensível em relação à alteração deste parâmetro.



**Figura 35** - Perfis de volume para entrada em onda sinusoidal a)  $K_F=0 \text{ KPa.s}^2.\text{l}^{-2}$  b)  $K_F=1 \text{ KPa.s}^2.\text{l}^{-2}$

#### 4.2.2.3. Pacientes Saudáveis - Respiração Espontânea

No caso de respiração espontânea, de forma a caracterizar a ausência de ventilação artificial, é necessário proceder a alterações no modelo matemático dado que, na respiração espontânea a pressão muscular não pode ser considerada nula [7]. Assim sendo, são apresentadas em seguida as alterações efetuadas:

##### Modelo Matemático

Na equação (9), apresentada anteriormente,  $P_{musc}$  não pode ser considerada igual a zero, assim a equação obtida após a alteração é a equação 28

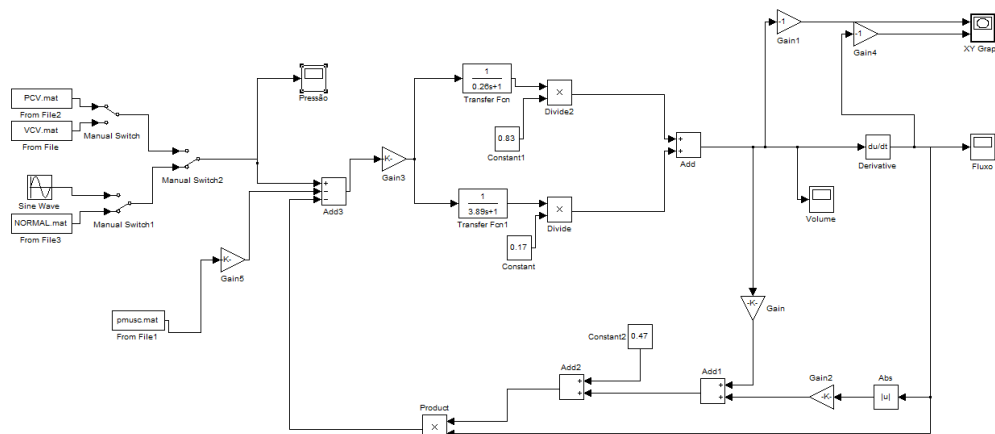
$$P_A = \frac{V_L - 0.8 \times TLC}{C_{th}} - P_{tr} \ln \left( \frac{TLC - V_L}{TLC} \right) + P_0 + P_{musc} \quad (28)$$

Sendo que, após substituição das variáveis pelas respetivas equações, obtém-se a equação final (equação 29) representativa a *compliance* estática não linear do Sistema Respiratório de indivíduos não ventilados.

$$V_L = P_A C_{th} + 0.8 \times TLC + P_{tr} C_{th} \times \ln \left[ \frac{P_{tr} C_{th}}{TLC} \times LamW \times \left( \frac{TLC}{P_{tr} C_{th}} \times e^{\frac{0.2TLC + P_0 C_{th} - P_A C_{th}}{P_{tr} C_{th}}} \right) \right] - P_0 C_{th} - P_{musc} C_{th} \quad (29)$$

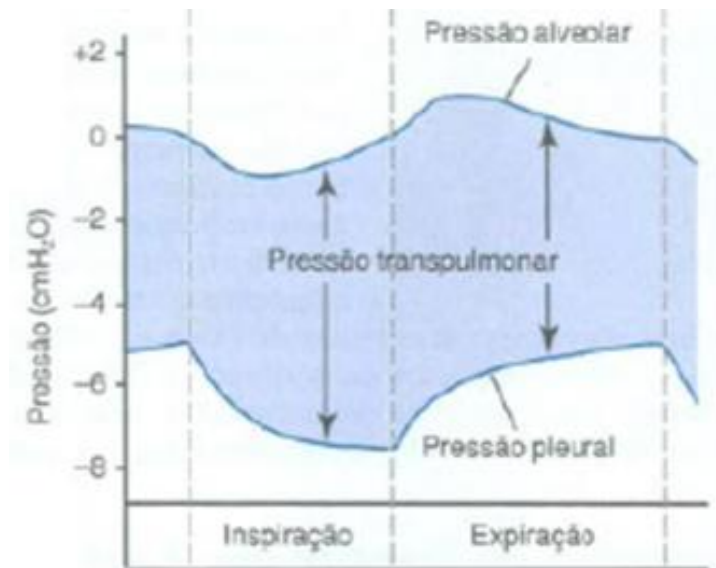
##### Diagrama de Blocos

As alterações apresentadas anteriormente, também, vão alterar o diagrama de blocos inicial, apresentado na Figura 11 dado que, é necessário acrescentar o parâmetro relativo a  $P_{MUSC}$ . Na Figura 36 é apresentado o novo diagrama de blocos.



**Figura 36 - Diagrama de blocos após inserção da  $P_{MUSC}$**

Nas simulações efetuadas, a pressão muscular foi considerada igual à pressão pleural. Os valores de pressão pleural ao longo do ciclo respiratório são apresentados na Figura 37.

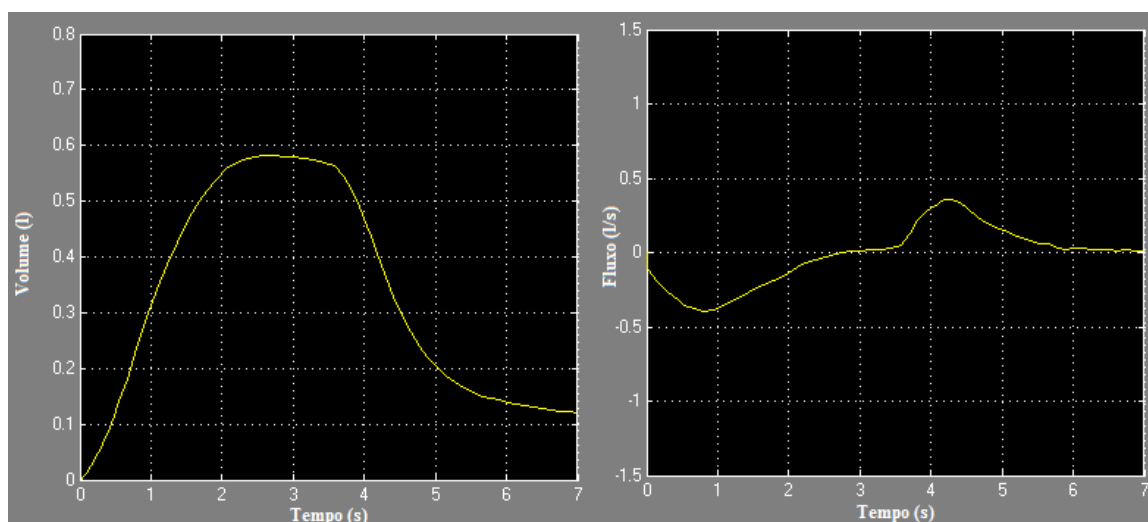


**Figura 37** - Perfil representativo da pressão pleural [1]

Os valores de pressão pleural foram sujeitos a conversão de forma a ficarem na mesma ordem de grandeza dos dados utilizados no sistema (Kpa).

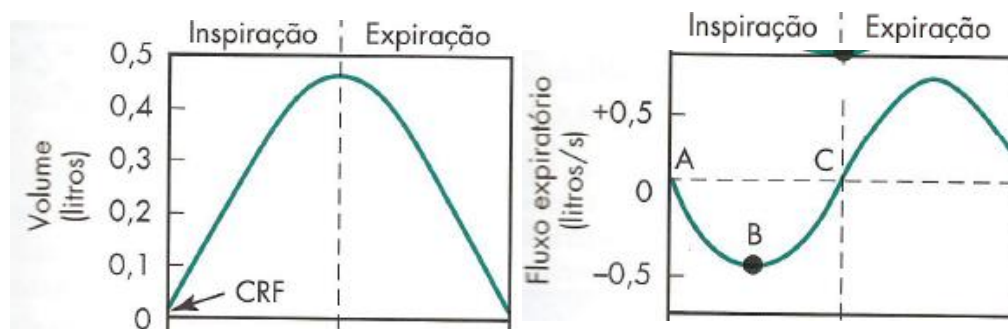
O gráfico utilizado nas simulações como representante do ciclo respiratório para indivíduos saudáveis com respiração espontânea, foi apresentado anteriormente na Figura 25. Os parâmetros fisiológicos, com exceção da elastância são os constantes na Tabela 2.

Utilizando o simulador, com as devidas alterações e o sinal de entrada referido, os resultados obtidos para valores de volume e de fluxo são apresentados na Figura 38.



**Figura 38** - Perfis de volume e fluxo obtidos considerando o sinal de pressão nas vias aéreas de pacientes com respiração espontânea

Na Figura que se segue, são apresentados os gráficos com os resultados padrão para indivíduos saudáveis com respiração espontânea.



**Figura 39** - Perfis padrão de volume e de fluxo para indivíduos saudáveis com respiração espontânea [1]

Comparando os resultados obtidos (Figura 38) e os desejados (Figura 39), pode-se verificar que o simulador não está a representar de forma totalmente adequada o Sistema Respiratório Humano. No entanto, apesar de não ser uma curva perfeita, o modelo matemático permite descrever a tendência visualizada no gráfico padrão (Figura 39).

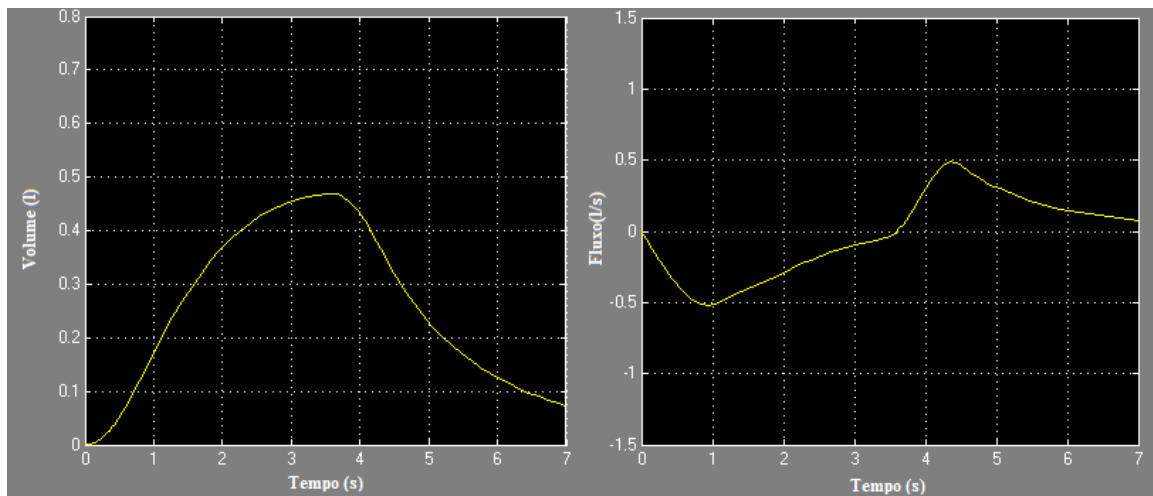
Este desvio no resultado pode, como já foi referido anteriormente, estar relacionado com o valor dos parâmetros utilizados, assim, foram novamente visualizados os gráficos de fluxo e de volume para casos em que os valores dos parâmetros são alterados de forma a encontrar valores que permitam descrever o sistema de um indivíduo saudável com mais exatidão.

Os valores dos parâmetros de entrada utilizados nas diversas simulações são apresentados na Tabela 4.

**Tabela 4** - Valores dos parâmetros testados nas simulações - Respiração Espontânea

	$E$ (KPa.l <sup>-1</sup> )	$\tau_1$ (s)	$\tau_2$ (s)	$K_1$ (-)	$K_V$ (KPa.s.l <sup>-2</sup> )	$R_0$ (KPa.s.l <sup>-1</sup> )	$K_F$ (KPa.s <sup>2</sup> .l <sup>-2</sup> )
<b>Caso 1</b>	0,49	0.18	3.89	0.83	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 2</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 3</b>	0,49	1.2	1.5	0.83	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 4</b>	0,49	1.2	7.78	0.83	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 5</b>	0,49	1.2	3.89	0.2	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 6</b>	0,49	1.2	3.89	0.95	-0.45	0.47	0.01
<b>Caso 7</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	-2	0.47	0.01
<b>Caso 8</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	2	0.47	0.01
<b>Caso 9</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	-0.45	0.1	0.01
<b>Caso 10</b>	0,49	1.2	3.89	0.42	-0.45	1	0.01
<b>Caso 11</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	-0.45	0.47	1
<b>Caso 12</b>	0,49	1.2	3.89	0.83	-0.45	0.47	-1

À semelhança do que aconteceu no caso da simulação da ventilação mecânica com controlo de volume, também, nestas simulações o único parâmetro que influenciou de forma positiva a forma da onda de fluxo e de volume foi o parâmetro  $\tau_1$  que foi fixado em 1.2s para simulações seguintes. É possível visualizar na Figura 40 as modificações que este parâmetro induziu nos gráficos de volume e de fluxo.



**Figura 40** - Perfis de fluxo obtido para RE com parâmetro  $\tau_1$  alterado (caso2)

Nos outros casos simulados não são obtidas alterações favoráveis à obtenção dos resultados pretendidos. Os resultados das simulações realizadas, e apresentadas na Tabela 4, podem ser consultadas no Anexo B (Figuras B-13 a B-23).

#### 4.2.3. Discussão de Resultados

Como já foi referido anteriormente, não foram encontrados valores dos parâmetros de entrada deste sistema para pacientes saudáveis, o que implica, logo a partida, uma inadaptação do sistema aos objetivos definidos. Assim, de forma a tentar encontrar uma solução para este problema, foram efetuadas simulações para os casos pretendidos inicialmente de forma a procurar uma solução para a dificuldade encontrada.

No caso de indivíduos sujeitos a ventilação mecânica, o controlo por volume foi o primeiro a ser testado. O simulador não forneceu, à partida resultados satisfatórios, apesar disso, com testes efetuados e alterando os parâmetros de forma aleatória foi possível chegar a resultados mais aproximados do esperado, no entanto, não satisfatórios.

No caso da ventilação controlada por pressão, o simulador forneceu, sem qualquer alteração nos parâmetros, o resultado pretendido. Contudo, foram realizados na mesma testes procedendo à alteração dos parâmetros mas, os resultados obtidos mostraram-se inconclusivos quanto à contribuição de cada parâmetro no resultado final.

Considerando o sinal de pressão das vias aéreas semelhante a uma onda sinusoidal não é possível obter resultados satisfatórios aquando da alteração das variáveis fisiológicas, não sendo por isso possível caracterizar indivíduos com diferente estado de saúde.

Considerando como ponto de estudo pacientes saudáveis com respiração espontânea, os resultados obtidos estão próximos do esperado, mas, somente após a alteração do parâmetro  $\tau_1$ . Quanto à alteração dos outros parâmetros, o simulador demonstrou, mais uma vez, alterações nos resultados que não são conclusivos.

O modelo matemático que serve de base à construção deste simulador, apesar de apresentar resultados favoráveis em algumas simulações não se adapta significativamente, ao objetivo inicial do estudo dado que, a alteração dos parâmetros fisiológicos do paciente retratado não induzem alterações diretas nos resultados obtidos, impedindo, assim, que sejam criados perfis de pacientes distintos.

Também o facto dos parâmetros fisiológicos utilizados na construção deste simulador, serem relativos a variáveis pouco estudadas apresentam uma grande desvantagem pois, não só não permitem encontrar valores em bibliografia, como também, não permitem que o utilizador construa com facilidade perfis de pacientes com diferentes estados de saúde

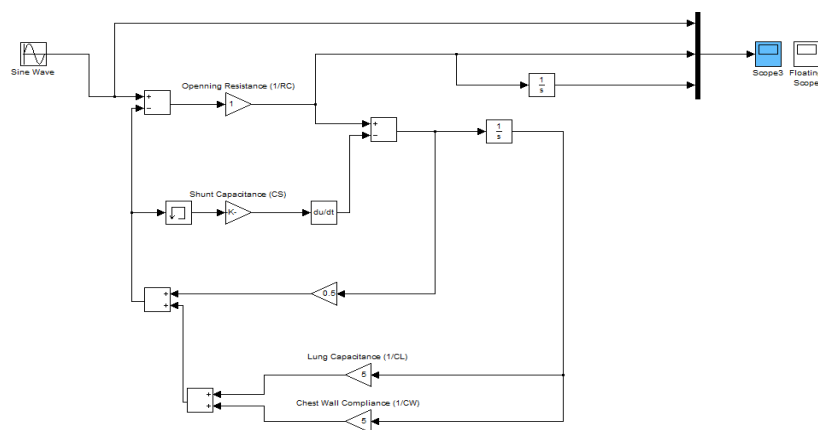
Por estas razões, o estudo deste modelo matemático terminou, dada a sua inadaptação ao pretendido.

## 4.3. Simulação e Análise do Funcionamento Pulmonar - Mod4

### 4.3.1. Descrição do Modelo Matemático Mod4

Após a análise detalhada do modelo matemático desenvolvido neste estudo, mod4, o próximo passo prende-se com a reprodução do mesmo. Também, para o desenvolvimento deste simulador foi utilizado o *Software Matlab-Simulink*.

A Figura 41 apresenta o diagrama de blocos construído tendo como base as equações matemáticas descritas em [6].



**Figura 41** - Diagrama de blocos representativo do modelo (mod4).



No estudo deste modelo matemático e, à semelhança do que aconteceu anteriormente, foram testadas as três situações fisiológicas diferentes: indivíduos saudáveis com respiração espontânea, indivíduos sujeitos a ventilação mecânica pelo método de pressão controlada e indivíduos sujeitos a ventilação mecânica pelo método de volume controlado. Também, foram efetuados testes recorrendo a uma onda sinusoidal como sinal de entrada, pois, como já foi referido anteriormente, a visualização dos resultados obtidos com esta variável permite perceber facilmente a influência de cada parâmetro nos resultados obtidos.

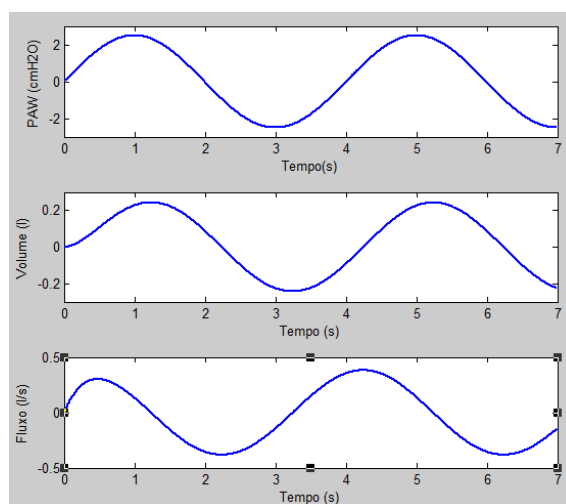
Para cada caso simulado foram utilizados os sinais de entrada descritos no sub capítulo 4.1, enquanto os valores das constantes fisiológicas utilizadas são apresentados na Tabela 4. De notar que, neste caso inicial estão a ser consideradas as variáveis para pacientes sem patologia.

**Tabela 5** - Valores dos parâmetros fisiológicos utilizados na simulação [6,21]

Parâmetro	Ausência de Patologia	Patologia Restritiva	Patologia Obstrutiva
$R_c$ (cmH <sub>2</sub> O.s.l <sup>-1</sup> )	2	2	8
$R_p$ (cmH <sub>2</sub> O.s.l <sup>-1</sup> )	0.5	0.5	0.5
$C_L$ (l.(cmH <sub>2</sub> O) <sup>-1</sup> )	0.2	0.1	0.2
$C_S$ (l.(cmH <sub>2</sub> O) <sup>-1</sup> )	0.005	0.005	0.005
$C_W$ (l.(cmH <sub>2</sub> O) <sup>-1</sup> )	0.2	0.1	0.2

Os valores de  $C_S$  e  $R_P$  foram considerados constantes durante todas as simulações, devido ao fato de serem constantes com valores muito baixas e com oscilações pouco significativas face a alterações no quadro clínico.

De forma a garantir que o simulador está corretamente desenvolvido, foi efetuada uma simulação e comparados os resultados (Figura 42) com os resultados obtidos anteriormente e apresentados na Figura 18.



**Figura 42** - Perfis de  $P_{AW}$ , volume e fluxo obtidos na simulação da condição fisiológica de um indivíduo saudável com FR=15 CPM

Desta forma garantimos que, o simulador está construído da forma pretendida.

### Utilização da função de transferência do modelo

Numa primeira fase foi feita a reprodução do sistema, no entanto, para frequências respiratórias mais elevadas, o sinal apresenta algum grau de distorção. Por este motivo, e de forma a facilitar a representação e a alteração de variáveis consoante a situação que pretendemos simular, foi construída uma versão do diagrama de blocos utilizando a função de transferência (equação 28).

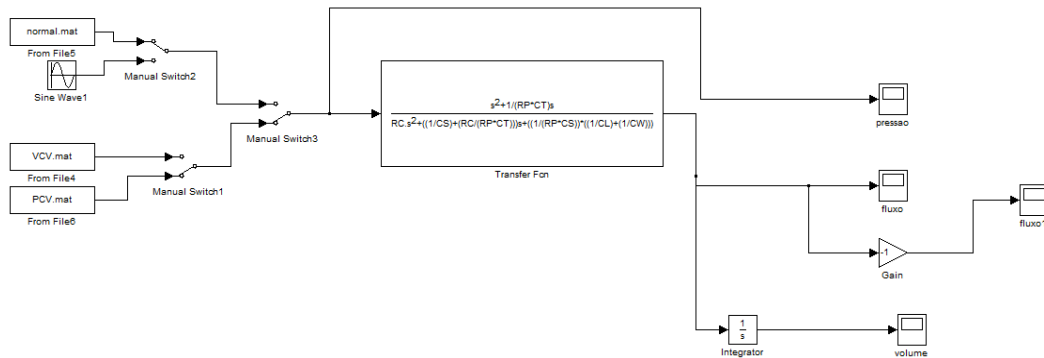
$$\frac{Q}{P_{ao}} = \frac{s^2 + \frac{1}{R_P C_T} s}{s^2 R_C + A_1 s + \frac{1}{R_P C_S} \left( \frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_W} \right)} \quad (28)$$

em que,

$$A_1 = \frac{1}{C_S} + \frac{R_C}{R_P C_T} \quad (29)$$

$$C_T = \left( \frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_W} + \frac{1}{C_S} \right)^{-1} \quad (30)$$

A implementação da função de transferência resulta no diagrama de blocos apresentado na Figura 43 (Na Figura C - 1 do Anexo C a imagem pode ser visualizada com maior pormenor).



**Figura 43** - Diagrama de blocos da implementação do modelo matemático recorrendo à função de transferência (equação 28)

A simulação anterior foi repetida utilizando o simulador, baseado no modelo mod4, e os resultados obtidos foram satisfatórios, dado que a frequências mais elevadas o sinal mantém-se linear.

### 4.3.2. Aplicação do Modelo a Diferentes Condições Fisiológicas

Um dos objetivos desta dissertação é encontrar um modelo matemático que seja o mais flexível possível e que permita analisar dados de pacientes com diversas características fisiológicas.

Assim sendo e de forma a avaliar se este modelo cumpre o objetivo que foi proposto inicialmente, o passo seguinte foi testar o sistema com os diferentes sinais de entrada (definidos no sub capítulo 4.1. de forma a conferir os resultados obtidos.

O simulador apresentado não possui nenhuma varável que possa ser alterada face à existência ou não de ventilação mecânica.

#### 4.3.2.1. Pacientes Saudáveis Sujeitos a Ventilação Mecânica

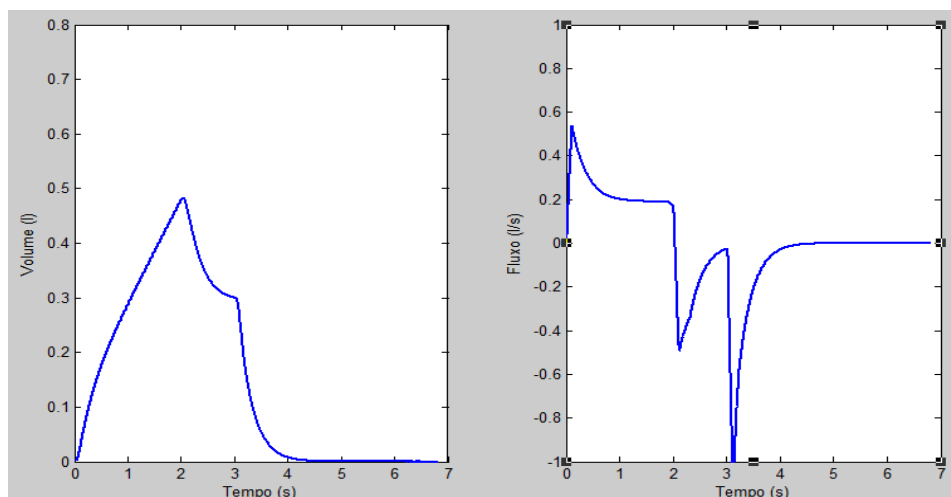
No caso de pacientes saudáveis sujeitos a ventilação assistida foram, novamente, considerados dados de dois tipos de ventilação mecânica, ventilação mecânica controlada por volume e ventilação mecânica controlada por pressão.

Em relação à simulação efetuada anteriormente utilizando o modelo matemático mod4, no caso de pacientes saudáveis sujeitos a VM, apenas o sinal de entrada ( $P_{AW}$ ) foi alterado para o sinal de pressão correspondente a um indivíduo saudável sujeito ao tipo de VM em estudo. Os parâmetros fisiológicos, para pacientes saudáveis, que são fornecidos ao simulador podem ser consultados na Tabela 5.

##### ➤ Ventilação Controlada por Volume

Neste tipo de ventilação assistida, os valores de  $P_{AW}$  durante o ciclo respiratório já foram apresentados e registados na Figura 20.

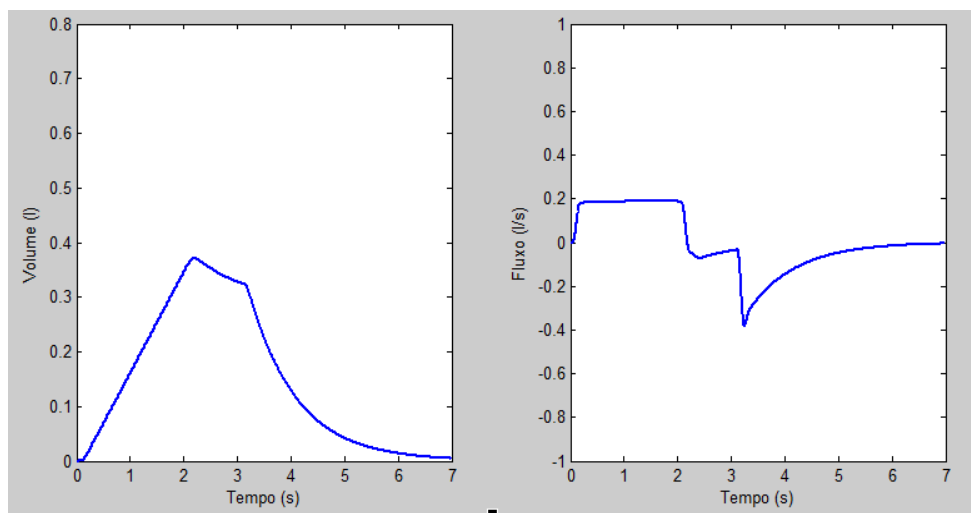
Após alteração do sinal de entrada do simulador e manutenção dos valores dos parâmetros fisiológicos para pacientes saudáveis, os resultados obtidos são apresentados na Figura 44.



**Figura 44** - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de paciente saudável sujeito a VCV

O perfil de fluxo apresentado na Figura 44 pode ser comparado com o perfil padrão (Figura 29) para este tipo de pacientes. Como podemos observar pela análise das imagens, apesar dos valores obtidos para o volume de ar movimentado estarem perto do esperado, a forma de onda de fluxo obtida não corresponde ao pretendido.

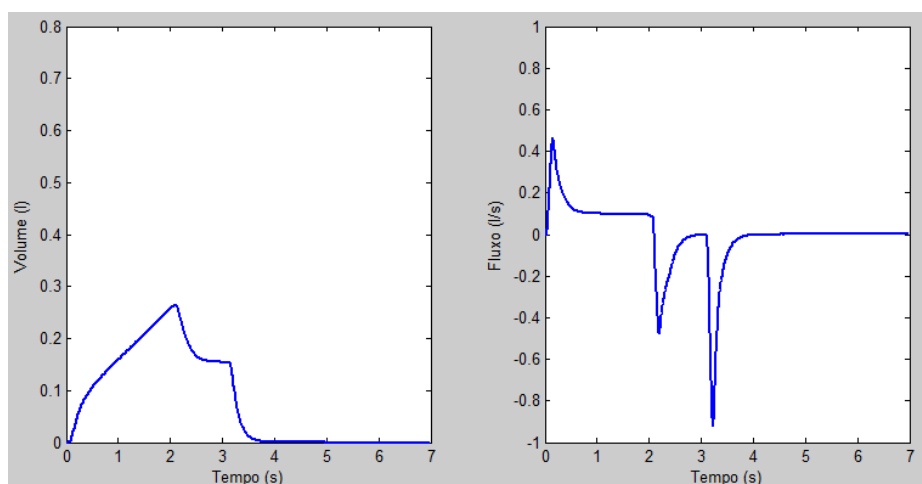
Após a alteração dos parâmetros fisiológicos, caracterizando a patologia obstrutiva e restritiva, é possível perceber que o simulador está a responder de forma correta às alterações nos parâmetros fisiológicos. Esta conclusão pode ser obtida analisando os gráficos da Figura 45, em que se pode verificar que um aumento na resistência das vias aéreas provoca uma diminuição do fluxo e volume de ar movimentado durante o ciclo respiratório, o que vai de encontro ao quadro clínico de patologia obstrutiva.



**Figura 45** - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de paciente com patologia obstrutiva sujeito a VCV ( $R=8 \text{ cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$ )

Com esta alteração, o gráfico de fluxo obtido aproxima-se mais do esperado.

Após a simulação da obstrução das vias aéreas foi efetuada a simulação para pacientes com patologia restritiva (Figura 46). Esta patologia é caracterizada por uma diminuição da *compliance* do sistema respiratório, que causa uma diminuição no volume e fluxo de ar movimentado.

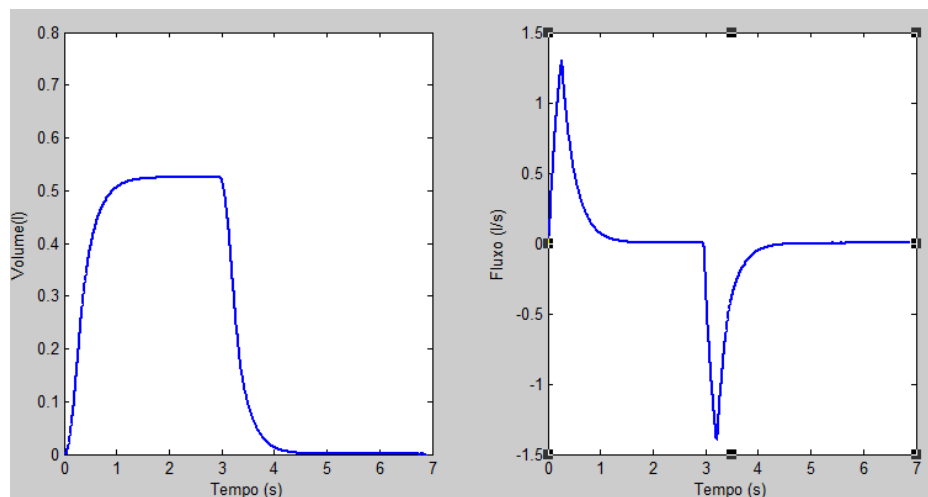


**Figura 46** - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de paciente com patologia restritiva sujeito a VCV com  $C_L=C_W=0.1 \text{ l.(cmH}_2\text{O)}^{-1}$

É possível verificar que o valor de volume de ar movimentado, Figura 46, está próximo do esperado; o volume de ar diminuiu, no entanto, as formas de onda dos gráficos afastam-se da forma pretendida.

#### ➤ Ventilação Controlada por Pressão

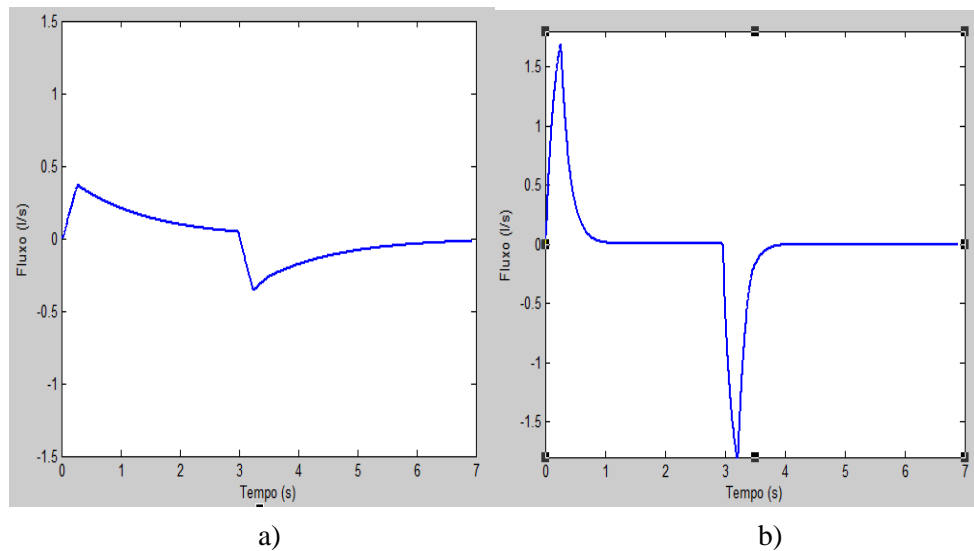
Para os casos de ventilação assistida controlada por pressão, os valores de  $P_{AW}$  durante o ciclo respiratório são os apresentados na Figura 21. Após alteração do sinal de entrada do simulador e manutenção dos valores dos parâmetros fisiológicos para pacientes saudáveis, os resultados, obtidos são apresentados na Figura 47.



**Figura 47** - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de paciente sujeito a PCV

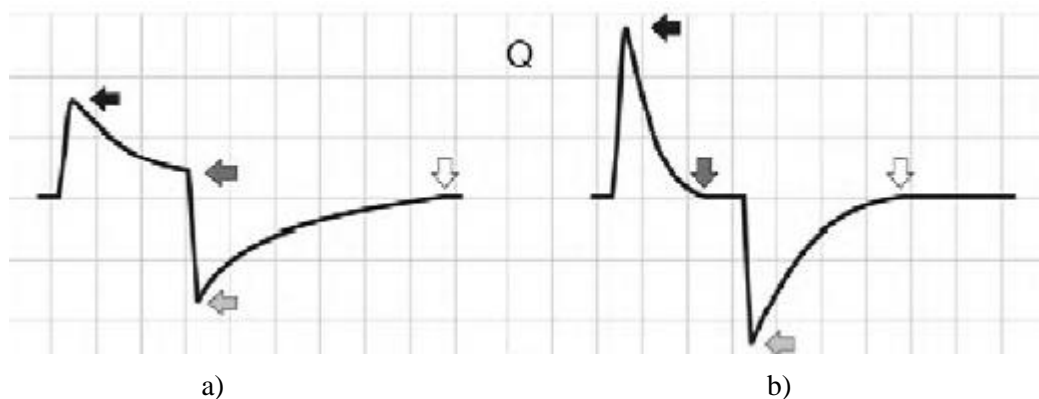
De forma a comprovar se os resultados estão de acordo com os resultados desejados, os gráficos da Figura 47 podem ser comparados com os gráficos padrão para este tipo de ventilação (Figura 32). Como é possível observar, pela análise das Figuras 32 e 47, os resultados obtidos estão de acordo com os esperados.

Em seguida foi alterado o parâmetro da resistência das vias aéreas de forma a perceber se o simulador responde da forma pretendida à alteração desta variável (Figura 48).



**Figura 48** - Perfis de Fluxo obtidos após alteração do parâmetro  $R_C$  em indivíduos sujeitos a PCV a)  $R_C=12 \text{ cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$ ; b)  $R_C=1 \text{ cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$

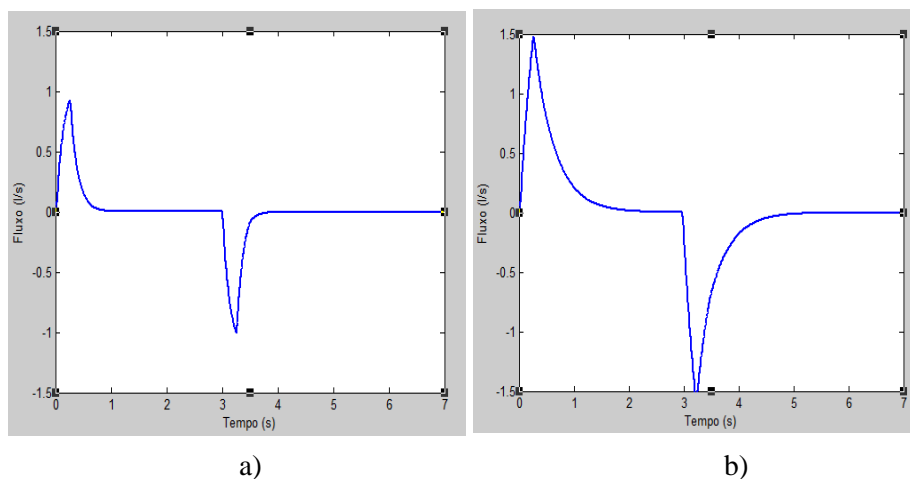
Os gráficos padrão para estas condições fisiológicas são apresentados na Figura 49.



**Figura 49** - Perfis padrão para alteração da resistência das vias aéreas em PCV a) RC grande b) RC pequena

Analisando as imagens anteriores, é possível verificar que o simulador está a fornecer os resultados esperados. As formas de onda visualizadas, assim como os valores de fluxo, estão de acordo com a existência ou não de obstrução das vias aéreas.

A Figura 50 a) representa as alterações notórias, após a alteração da *compliance* para valores mais baixos (patologia restritiva) que caracterizam uma diminuição no fluxo respiratório. No caso da Figura 50 b) é possível visualizar que um aumento da *compliance* eleva a quantidade de ar movimentada durante o ciclo respiratório.



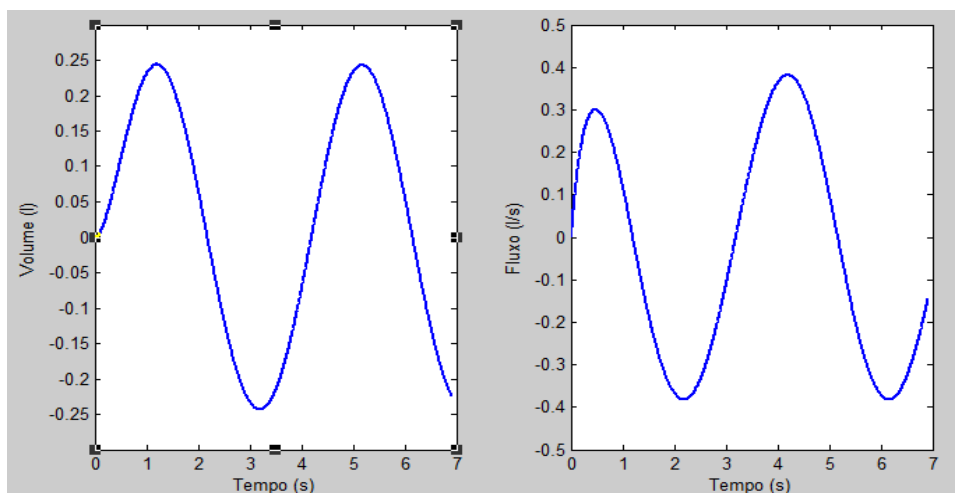
**Figura 50** - Perfis de fluxo obtidos após variação dos parâmetros  $C_L$  e  $C_W$  em indivíduos sujeitos a PCV a)  $C_L=C_W=0.1 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$  b)  $C_L=C_W=0.3 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$

#### 4.3.2.2. Simulação com Onda Sinusoidal

O ciclo respiratório humano pode ser representado de forma genérica como uma onda sinusoidal. Em seguida são apresentados os valores de fluxo e de volume utilizando com sinal de entrada uma onda sinusoidal, com os parâmetros definidos anteriormente.

##### ➤ Pacientes Saudáveis

Na primeira fase, a simulação descreve o comportamento de um indivíduo saudável, tendo sido, por isso, utilizados os parâmetros relativos à ausência de patologia. Na Figura 51 são apresentadas as formas de onda de fluxo e volume observadas, tendo como sinal de entrada inicial a onda sinusoidal apresentada no sub capítulo 4.1.



**Figura 51** - Perfis de volume e fluxo na simulação com onda sinusoidal e  $FR=15 \text{ CPM}$

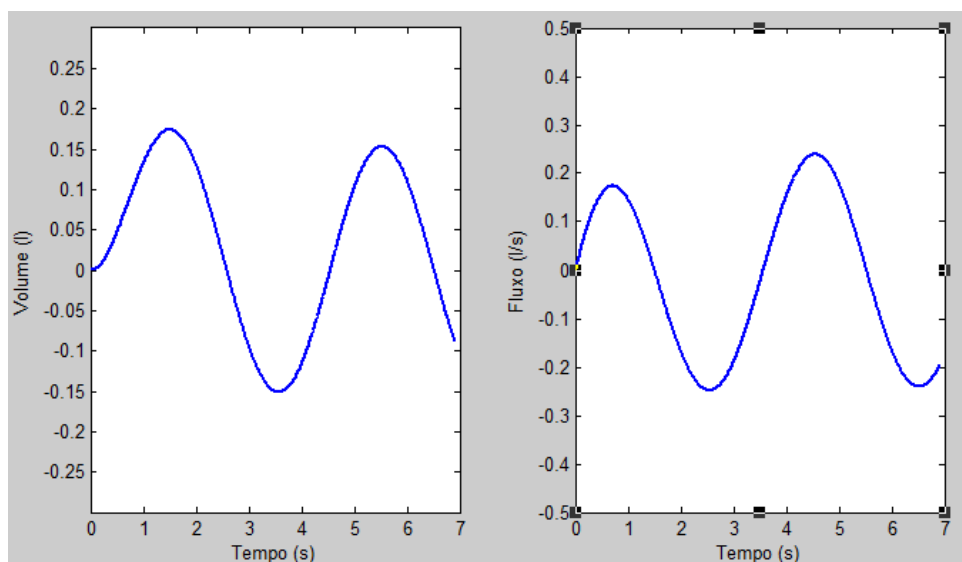
Através da análise da imagem anterior, é possível verificar que esta se encontra de acordo com o esperado para um indivíduo saudável. A cada ciclo respiratório é movimentado aproximadamente 0.5l de ar.

Nas simulações que se seguem, pretende-se relacionar a alteração dos parâmetros fisiológicos com as alterações dos resultados obtidos. Para tal, os parâmetros são alterados de acordo com a Tabela 5, de forma a caracterizar diferentes patologias respiratórias e perceber se a alteração de parâmetros induz alterações concordantes nos resultados.

#### ➤ **Patologia Obstrutiva**

A patologia obstrutiva, descrita anteriormente, caracteriza-se por uma diminuição na quantidade de ar que um paciente movimenta a cada ciclo respiratório. A obstrução é causada pelo aumento da resistência das vias aéreas. Desta forma, na simulação foi induzido um aumento na resistência de acordo com a Tabela 5. O resultado obtido é apresentado na Figura 52.

Comparando os gráficos da Figura 52 com os gráficos obtidos para o caso de pacientes saudáveis (Figura 51), é possível verificar uma redução significativa do valor do volume de ar movimentado em cada ciclo respiratório (aproximadamente 0.35l) e de fluxo, o que coincide com as características da patologia. Pode portanto concluir-se, que nesta simulação o modelo matemático respondeu da forma que era pretendida.



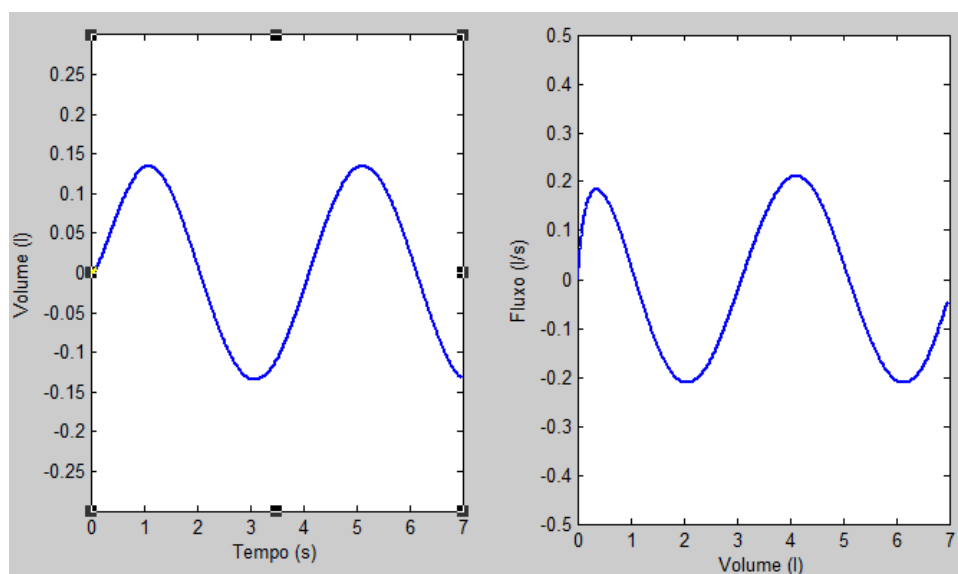
**Figura 52** - Perfis de volume e fluxo simulação com onda sinusoidal de indivíduo com patologia obstrutiva e FR=15 CPM ( $R_C=8 \text{ cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$ )

#### ➤ **Patologia Restritiva**

Os resultados obtidos no caso da simulação de pacientes com patologia restritiva são apresentados na Figura 53. Para simular a patologia restritiva, e de acordo com os fundamentos teóricos apresentados no capítulo 2, foram novamente utilizadas as variáveis da Tabela 5, ou seja, em relação ao estado de saúde normal os valores da *compliance* pulmonar ( $C_L$ ) e da caixa torácica ( $C_W$ ) foram diminuídos.

Também, na simulação de condição respiratória restritiva é possível visualizar que, as alterações dos parâmetros fisiológicos levam a uma diminuição significativa do valor de fluxo de ar inspirado e de volume, o que coincide com as características deste tipo de patologia.



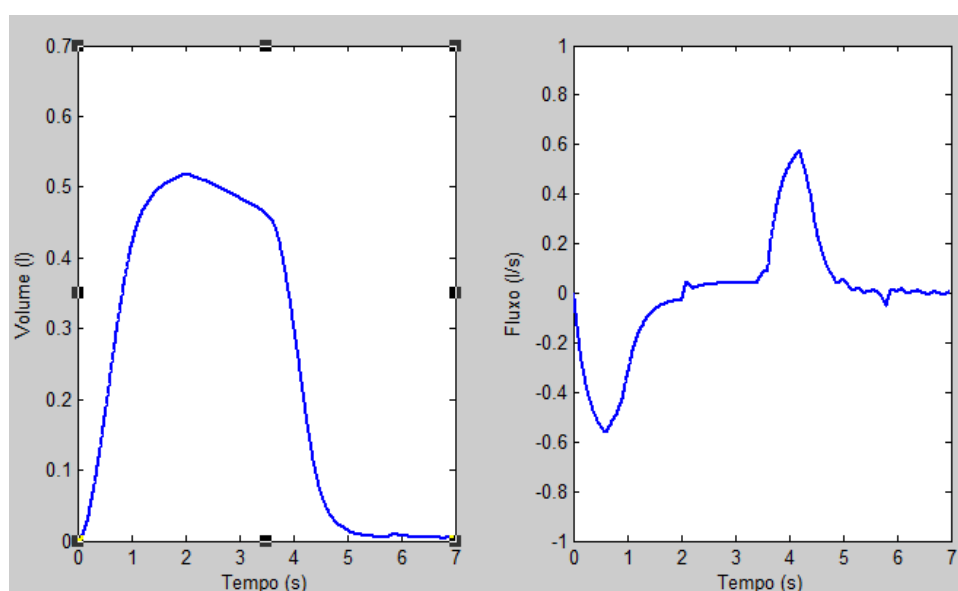


**Figura 53** - Perfis de volume e de fluxo para pacientes com patologia restritiva (FR=15 CPM)  
 $C_L=C_W=0.1 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$

#### 4.3.2.3. Pacientes Saudáveis com Respiração Espontânea

De forma a aproximar o sistema o mais possível da realidade do Sistema Respiratório Humano, o sinal de entrada foi substituído por um sinal real de um indivíduo com respiração espontânea. Este sinal foi anteriormente descrito no sub capítulo 4.1.

Na Figura 54, são apresentados os gráficos com as formas de onda de fluxo e volume resultantes da aplicação do simulador construído.



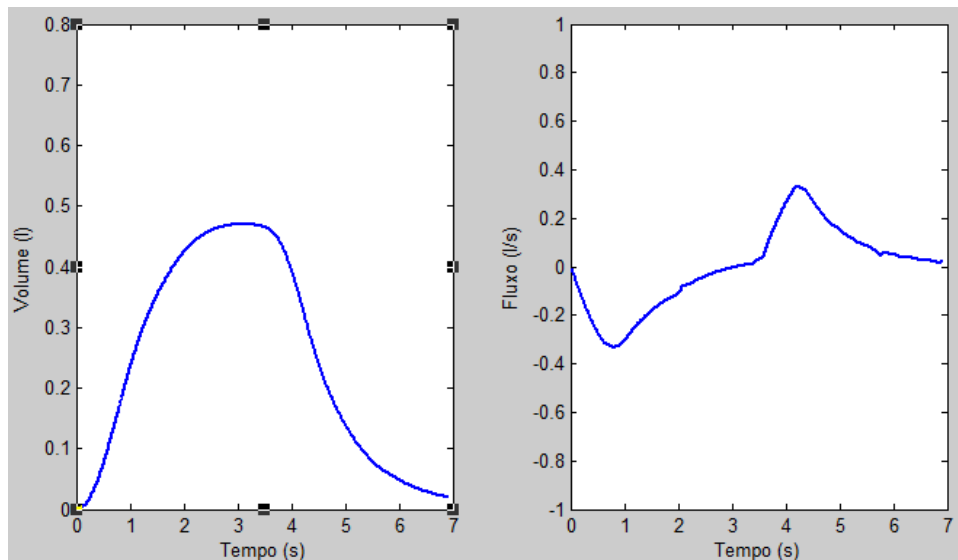
**Figura 54** - Perfis de volume e fluxo obtidos considerando o sinal de pressão nas vias aéreas proveniente de pacientes com respiração espontânea

Os gráficos anteriores podem ser comparados aos da Figura 39, onde são apresentadas as formas de onda típicas para pacientes sem patologia e sem suporte ventilatório.

É possível verificar que os gráficos se aproximam um do outro, sendo que, é de salientar que os gráficos da Figura 54 dizem respeito a gráficos ilustrativos e não obtidos de valores reais, enquanto os valores de  $P_{AW}$  são valores obtidos experimentalmente.

#### ➤ **Patologia Obstrutiva**

Como referido anteriormente, o aumento da resistência das vias aéreas, característica das patologias obstrutivas, induz uma diminuição no volume e fluxo de ar. Alterando o parâmetro  $R_C$  é possível visualizar, na Figura 55 as alterações nos sinais de saída.



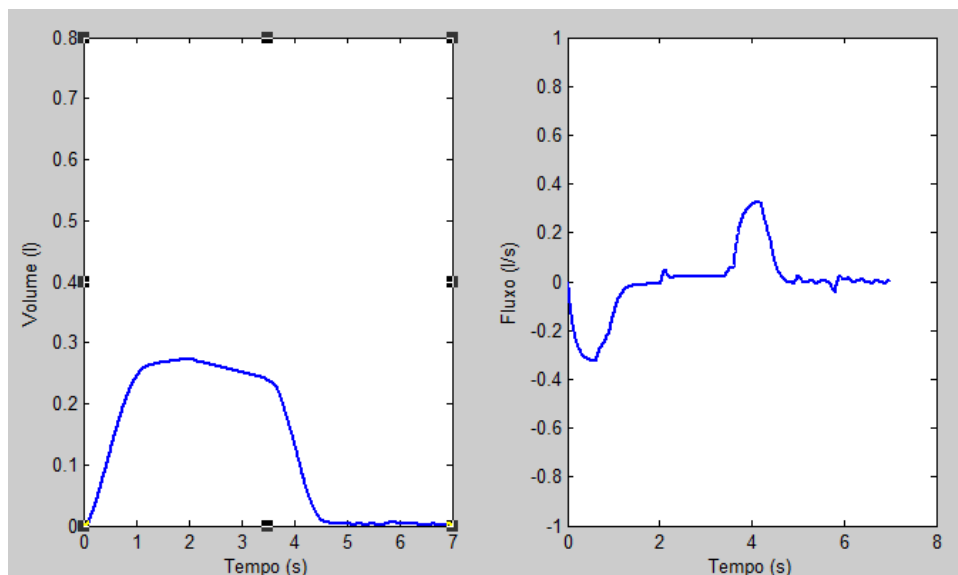
**Figura 55** - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de pacientes com respiração espontânea que sofrem de patologia obstrutiva  $R_C=8 \text{ cmH}_2\text{O.s.l}^{-1}$

A imagem anterior comprova a viabilidade do simulador na representação de pacientes com patologia obstrutiva, dado que, se verificou uma diminuição nos valores medidos.

#### ➤ **Patologia Restritiva**

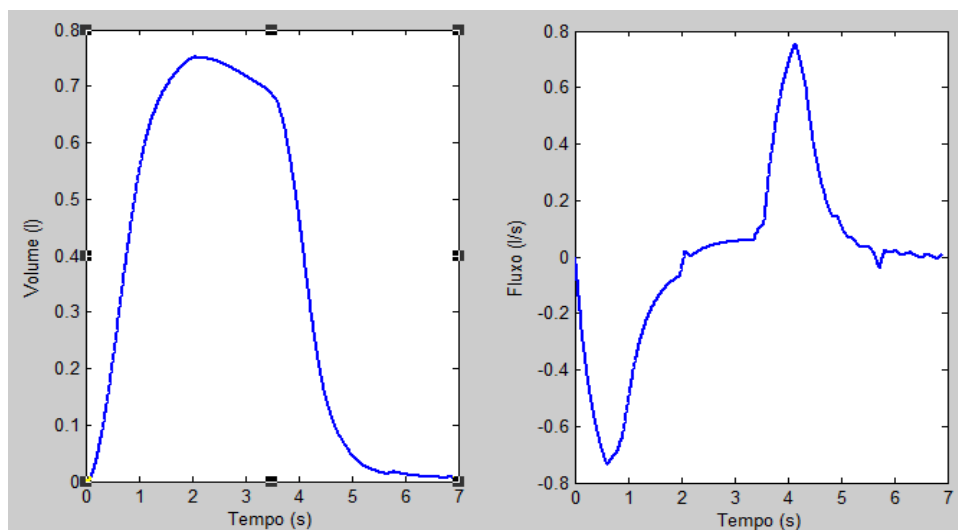
Diminuindo o valor de  $C_L$  e  $C_W$  é possível simular uma situação de patologia restritiva, assim, os resultados obtidos para esta situação fisiológica são apresentados na Figura 56.

Analisando os gráficos da Figura 56 é possível verificar que as alterações ocorridas foram as esperadas nos resultados obtidos, os valores de fluxo e volume diminuíram, como era esperado.



**Figura 56** - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de pacientes com respiração espontânea que sofrem de patologia restritiva quando  $C_L=C_W=0.1 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$

Na Figura 57 é possível verificar que alterações no sentido contrário, ou seja, o aumento do valor de  $C_L$  e  $C_W$ , provoca um aumento no volume e fluxo de ar movimentado durante um ciclo respiratório.



**Figura 57** - Perfis de volume e fluxo obtidos na simulação de pacientes com respiração espontânea com patologia restritiva quando  $C_L=C_W=0.3 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$

#### 4.3.3. Discussão de Resultados

Em relação ao modelo matemático mod2, estudado no ponto 4.2, o modelo mod4 descreve de forma mais eficaz o Sistema Respiratório Humano. Os gráficos obtidos através do simulador para o caso de pacientes com respiração espontânea e para o caso da consideração de uma onda sinusoidal com sinal de entrada são mais satisfatórios.

Com a implementação do modelo matemático mod4, foi possível proceder a alterações nos parâmetros fisiológicos tendo obtido resultados de acordo com o esperado, sendo este, um dos principais objetivos desta dissertação.

Os parâmetros fisiológicos contemplados neste sistema, também, apresentam uma maior valia em relação ao modelo matemático anterior dado que, são parâmetros com grande divulgação em estudos médicos.

Com o simulador construído, alterando os parâmetros  $P_{AW}$ ,  $C_W$ ,  $C_L$  e  $R_C$ , são facilmente reproduzidos os valores de volume e de fluxo de ar para determinado paciente, durante um ciclo respiratório completo.

De acordo com as características do simulador construído anteriormente, com o modelo mod4 é possível, através de pequenas alterações, caracterizar paciente com diversos estados fisiológicos, o que significa o alcance de um dos objetivos estipulados.

No capítulo que se segue será demonstrada a realização de uma interface gráfica que permite uma maior interatividade com o utilizador deste simulador.

#### ***A reter do capítulo 4***

*Ao longo deste capítulo foram apresentados os resultados obtidos na implementação em Matlab-Simulink dos dois modelos escolhidos. O primeiro modelo, mod2, demonstrou inaptações em relação aos objetivos propostos dado que, a alteração dos parâmetros fisiológicos do sistema não induzem alterações coerentes nos resultados obtidos.*

*Em relação ao segundo modelo implementado, mod4,, verificou-se que os resultados obtidos estavam de acordo com o esperado e que, a alteração das variáveis, de acordo com o estado clínico do paciente, induziam as alterações esperados no resultado final.*

## ***Capítulo 5***

# **Construção da Interface Gráfica**

*Ao longo do capítulo 5 é apresentada a interface gráfica criada, com base no modelo matemático implementado em Matlab-Simulink. É apresentado o layout da interface, com todas as variáveis contempladas e explicada a sua construção e o seu funcionamento.*

*No final do capítulo é feita uma reflexão acerca do resultado final da interface, assim como, uma análise às limitações e às alterações que podem ser efetuados neste simulador.*

A construção de uma interface gráfica, com vista a aumentar a interatividade entre o modelo matemático e o seu utilizador, é um dos objetivos deste estudo. Desta forma, é mais simples para o utilizador proceder a testes e verificar a influência da alteração de cada parâmetro nos resultados obtidos e, por consequência, perceber de forma mais clara o Sistema Respiratório Humano. Em seguida será explicado o *layout* construído e o seu funcionamento.

## 5.1. Apresentação da Interface Gráfica

A interface gráfica foi construída tendo como base o modelo matemático (mod4), descrito no sub capítulo 4.3, que foi implementado em *Matlab-Simulink*. Por este motivo, a interface gráfica foi construída utilizando a ferramenta *Matlab-GUI (Guide User Interface)* de forma a facilitar o processo de ligação do modelo com a interface.

Na fase inicial da construção do ambiente gráfico, foi necessário definir quais as variáveis de entrada do sistema, contempladas no modelo matemático, que deveriam ser colocadas à disposição do utilizador para serem alteradas. Todas as variáveis poderiam ter sido consideradas parâmetros de entrada variáveis, no entanto, e à semelhança do que aconteceu ao longo das simulações efetuadas no capítulo anterior, apenas as três variáveis com valores mais oscilantes foram consideradas variáveis. Ou seja, os parâmetros  $R_P$  e  $C_S$  foram considerados constantes devido ao seu baixo valor e variância face a diferentes situações patológicas, enquanto os parâmetros  $R_C$ ,  $C_L$  e  $C_W$ , são estipulados pelo utilizador aquando da simulação. Em relação ao parâmetro de entrada  $P_{AW}$ , de elevada importância em todo o processo de simulação, foram escolhidas quatro opções, sendo elas:

- 1) Onda Sinusoidal (esta onda possui as características apresentadas no sub capítulo 4.1. e é uma representação da pressão nas vias aéreas);
- 2) Respiração Espontânea (valores de  $P_{AW}$  obtidos de pacientes com respiração espontânea);
- 3) Ventilação Mecânica Controlada por pressão (valores de  $P_{AW}$  padrão para pacientes sujeitos a ventilação mecânica);
- 4) Importar Sinal (nesta opção pretende-se que o utilizador insira um *array* em que contenha os valores de  $P_{AW}$  que pretende simular, este *array* deve obedecer a uma forma específica descrita mais à frente);

Também a espirometria, teste de diagnóstico pneumológico descrito no capítulo 2, relativa à situação descrita pode ser visualizada, bastando para tal selecionar a opção relativa a esta variável (esta opção permite a obtenção de resultados completamente satisfatórios apenas quando é importado um sinal de  $P_{AW}$  proveniente de medição dos valores durante o procedimento de realização de uma espirometria).

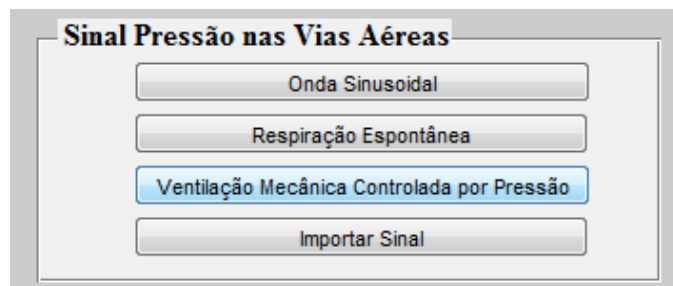
De acordo com estes parâmetros, na Figura 58 pode ser visualizado o ambiente gráfico desenvolvido.



**Figura 58** - Página principal da interface gráfica desenvolvida em *Matlab-GUI*

## 5.2. Apresentação do Funcionamento da Interface Gráfica

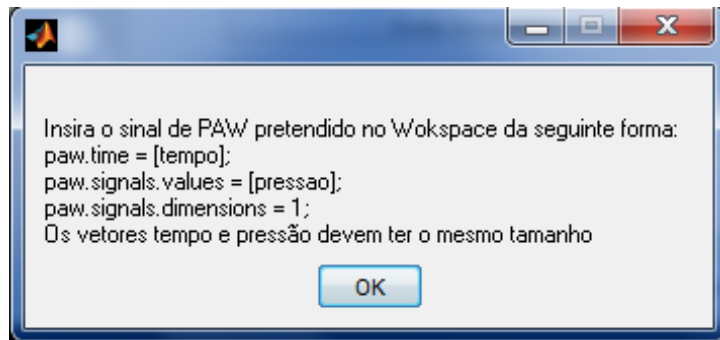
Ao executar o simulador, o utilizador deve, inicialmente, escolher de entre as quatro opções apresentadas, qual o sinal de pressão nas vias aéreas que pretende escolher para entrada do modelo matemático. Na Figura 59 é apresentado o quadro no qual o utilizador deve escolher a sinal.



**Figura 59** - Menu que permite a escolha do sinal de  $P_{AW}$  do simulador

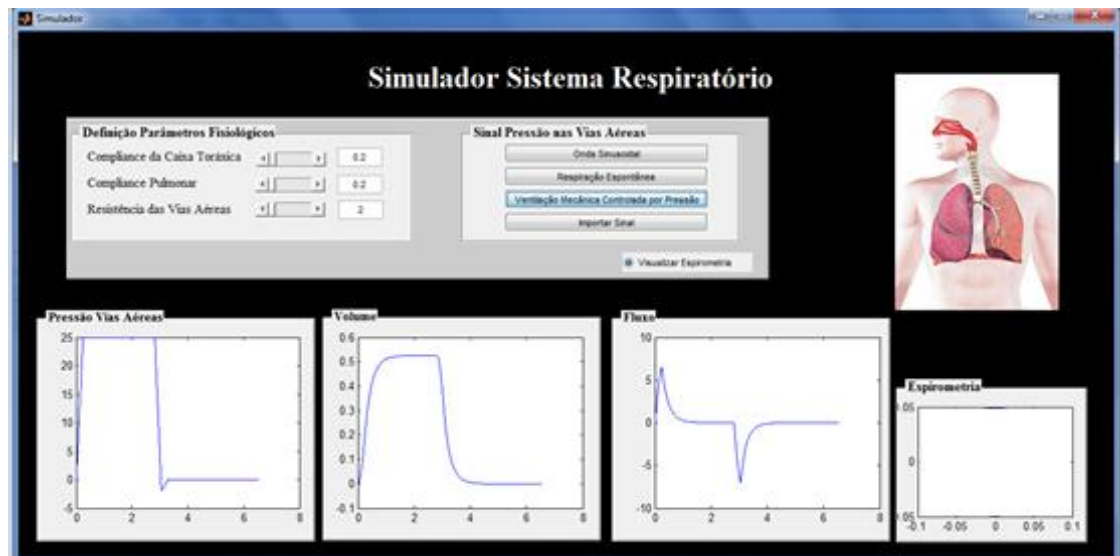
O simulador define, por defeito, numa primeira simulação os valores dos parâmetros fisiológicos atribuídos a um indivíduo saudável, assim, os valores são  $R_C=2 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$ ,  $C_L=0.2 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$  e  $C_W=0.2 \text{ l.}(\text{cmH}_2\text{O})^{-1}$

Quando, no menu da Figura 59, o utilizador escolhe a opção “Importar Sinal”, surge no ecrã uma caixa de diálogo a explicar qual o procedimento para inserir os dados pretendidos no *Matlab* (Figura 60).



**Figura 60** - Caixa de diálogo explicativa do procedimento para importar o sinal de entrada

Apenas esta opção necessita de um procedimento extra para a obtenção dos resultados, pois, nos outros casos para visualizar os resultados, (para valores de  $C_L$ ,  $C_W$  e  $R_C$  padrão) apenas é necessário clicar duas vezes na opção pretendida. Após este procedimento, os três gráficos ( $P_{AW}$ , volume e fluxo) surgem nas janelas criadas na parte inferior do ambiente gráfico, como é visível na Figura 61.

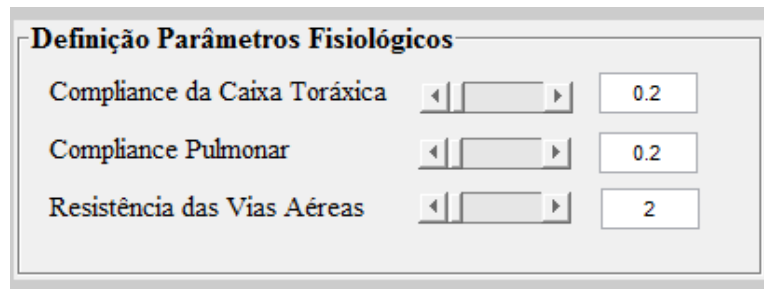


**Figura 61** - Ambiente gráfico com os resultados para pacientes sujeitos a PCV

Em relação à espirometria, ao seleccionar a opção correspondente, a ansa de fluxo-volume surge na imagem, no canto inferior direito. Salienta-se que, apenas deve ser utilizada esta opção quando é inserido o gráfico de  $P_{AW}$ , correspondente a um sinal obtido no procedimento de realização da espirometria.

De forma a caracterizar fisiologicamente diferentes pacientes com diferentes patologias respiratórias, o utilizador pode utilizar as ferramentas que são apresentadas na Figura 62.





**Figura 62** - Ambiente gráfico criado para a alteração dos parâmetros fisiológicos

Como é possível visualizar na imagem anterior, os parâmetros  $C_L$ ,  $C_w$  e  $R_C$  são assumidos com os valores iniciais apresentados. Alterando a posição dos parâmetros móveis, é possível fazer variar o parâmetro (na *compliance* pulmonar e da caixa torácica o valor pode ser variado entre 0 e 1, enquanto que no caso da resistência das vias aéreas o parâmetro pode ser variado entre 0 e 20).

No entanto, apesar da alteração das variáveis nos parâmetros móveis alterar os valores no ficheiro da Gui (*Guide User Interface*), o mesmo não acontece com a função de transferência. Assim sendo, não foi possível implementar a alteração das variáveis.

### 5.3.Discussão de Resultados

A criação do ambiente gráfico aumenta a interatividade do utilizador com o simulador criado. Foi realizado um ambiente de fácil utilização, que permite ao utilizador descrever algumas situações fisiológicas, tendo como ponto de partida as variáveis fisiológicas associadas a pacientes saudáveis.

Quando o utilizador escolhe uma das opções de entrada de  $P_{AW}$  disponíveis, ou então inserir um sinal pretendido, a interface apresenta nos locais respetivos os gráficos de  $P_{AW}$ , volume e fluxo de acordo com o sinal selecionado. Se o utilizador pressionar outra opção, os perfis são alterados, para os gráficos relativos à nova opção escolhida.

Ao pressionar a opção espirometria, o gráfico relativo à ansa fluxo-volume correspondente ao sinal de entrada selecionado surge no local específico.

Um dos objetivos iniciais propostos era criar uma interface que permitisse alterar os parâmetros das características fisiológicas do modelo matemático e, assim, representar perfis de pacientes distintos. O ambiente gráfico foi criado nesse sentido e possui parâmetros móveis para a alteração dessas variáveis. No entanto, e como apresentado na Figura 43, o modelo matemático construído no *Matlab-Simulink*, que serve de base à criação desta interface, é constituído por uma função de transferência. Os parâmetros da função de transferência são alterados consoante as características fisiológicas que se pretende simular. Através da ferramenta *GUI* não foi possível alterar os parâmetros que se encontram na função de transferência do simulador em *Matlab-Simulink*.

### ***A reter do capítulo 5***

*Ao longo deste capítulo foi apresentada a interface gráfica criada que simula o Sistema Respiratório Humano usando o modelo mod4. Nesta interface, o utilizador pode seleccionar o sinal de entrada ( $P_{AW}$ ) de entre as opções, ou então inserir os valores que pretende simular e visualizar os gráficos de volume e fluxo obtidos. Também, é possível optar pela visualização da espirometria associada ao sinal de entrada. Foram criados parâmetros móveis para a alteração dos valores de  $C_L$ ,  $C_W$  e  $R_C$  mas, não foi possível coordenar o simulador construído em Matlab-Simulink e da Gui de forma a alterar os parâmetros da função de transferência.*

## *Capítulo 6*

# **Conclusões e Trabalho Futuro**

*Neste capítulo são apresentadas as conclusões gerais de toda a dissertação desenvolvida assim como as perspectivas do que pode ser desenvolvido nas etapas seguintes.*

O Sistema Respiratório Humano possui uma organização anatômica e fisiológica muito complexa, o que o torna bastante difícil de descrever ou representar através do mais diverso tipo de representações ou modelos.

São muitos os parâmetros internos e externos ao indivíduo que condicionam a resposta e o funcionamento do Sistema Respiratório. Entre essas condicionantes destacam-se, com maior relevância, algumas patologias respiratórias como, a patologia obstrutiva e restritiva, assim como o modo de respiração a que o paciente é sujeito a cada instante, ou seja, ventilação assistida ou espontânea. Devido à importância dos parâmetros anteriores, o objetivo do estudo prendeu-se com a procura de um modelo matemático que corresponda de forma positiva às alterações citadas.

Foram analisados vários modelos previamente estudados que, com maior ou menor detalhe descreviam o Sistema Respiratório. Após análise das vantagens e desvantagens de cada um dos modelos, no âmbito do que era pretendido, foram implementados dois modelos matemáticos. A implementação foi efetuada em *software* de simulação de forma a perceber a adaptabilidade do sistema face a variações nos parâmetros de entrada. Em relação ao primeiro modelo matemático que foi implementado, mod2, podemos concluir:

- ✖ Não se adaptava a todas as condições fisiológicas testadas;
- ✖ Tinha como parâmetros de entrada variáveis pouco divulgadas, o que dificultava a procura de valores para caracterizar patologias distintas;
- ✖ A alteração de variáveis nem sempre induzia uma alteração proporcional nos resultados obtidos.

Devido aos pontos citados, o modelo matemático mostrou-se inadaptável ao pretendido.

Em seguida foi estudado um outro modelo matemático, mod4, que cumpriu os objetivos propostos dado que:

- ✓ Foram obtidos resultados satisfatórios para indivíduos sujeitos a ventilação mecânica, a respiração espontânea e aproximando o sinal de  $P_{AW}$  a uma onda sinusoidal;
- ✓ As variáveis fisiológicas utilizadas no modelo são bastante divulgadas e de relativamente fácil acesso;
- ✓ O simulador responde de forma satisfatória às alterações fisiológicas permitindo assim simular estados de patologias obstrutivas e restritivas, entre outras.

Dado que, o segundo modelo matemático, mod4, testado demonstrou resultados satisfatórios procedeu-se a associação deste a uma interface gráfica criada, que permite uma elevada interatividade com o utilizador.

Nesta interface o utilizador pode optar por simular quatro situações distintas face à alteração do sinal de entrada ( $P_{AW}$ ): aproximação de  $P_{AW}$  a uma onda sinusoidal, indivíduo saudável com respiração espontânea, indivíduo saudável sujeito a ventilação mecânica controlada por pressão e ainda é dada a possibilidade do utilizador inserir o sinal diferente que pretenda

simular. Após a seleção da opção relativa à espirometria, o utilizador pode visualizar a ansa fluxo-volume relativa aos dados selecionados.

A programação da interface e a interação entre as duas plataformas distintas de simulação e de criação de ambientes gráficos (*Matlab-Simulink e Matlab-GUI*), foi bastante mais complexa do que se esperava inicialmente. Sendo que, não foi possível, em tempo útil, programar a interface para que o utilizador possa alterar as variáveis fisiológicas nos parâmetros móveis criados para esse efeito. Desta forma, através da interface, apenas podem ser criados perfis de pacientes saudáveis sujeitos a diversos tipos de ventilação.

## **Trabalho Futuro**

A interface gráfica criada, como referido anteriormente, ainda não está funcionar da forma pretendida, Assim sendo, existem ainda melhoramentos que devem ser feitos, nomeadamente programar os parâmetros móveis de forma a ser possível alterar as características fisiológicas de um paciente em estudo e aperfeiçoamento de outros aspetos.

O trabalho desenvolvido, ao longo desta dissertação, é o estudo inicial e o trabalho introdutório de um projeto com grande dimensão e complexidade. Até este momento, foi implementado um modelo matemático que descreve o Sistema Respiratório Humano e que responde aos objetivos estipulados. O modelo matemático, mod4, que foi estudado ao longo desta dissertação, é o ponto de partida para o desenvolvimento e construção de um protótipo físico .

Além deste protótipo, estão, em paralelo, a ser desenvolvidos estudos para a construção de outros protótipos relacionados com o funcionamento de sistemas fisiológicos humanos. A ligação destes protótipos físicos aos respetivos sistemas de controlo e, ainda, o respetivo acesso remoto, por parte de possíveis utilizadores, são desafios interessantes que serão resolvidos em trabalhos futuros no seguimento deste.



## 7. Bibliografia

- [1] - Guyton, A. C.; Hall, J. E. - Tratado de Fisiologia Médica. 11ª Edição. USA: Saunders, 2006. ISBN 0-7216-0240-1
- [2] - Berne, R.M.; Levy, M.N., Koeppen, B.M.; Stanton, B.A.- Fisiologia. [S.l.]: Elsevier, 2006
- [3] - Teixeira, C. - Sebenta de Anatomo-Histo-Fisiologia I; Bragança: Instituto Politécnico de Bragança. Ano Letivo 2008/2009
- [4] - Marek, P. S. - Enfermagem Médico Cirúrgica - Conceitos e Prática Clínica. 6ª Edição. [S.l.]: Luso Ciência, 2003
- [5] - Lin, S. L.; Guo, N. R.; Chiu, C. C. - Modeling and Simulation of Respiratory Control with LabView. Journal of Medical and Biological Engineering. China. Vol.632, Nº1 (2012).p.51-60.
- [6] - Lakshmi, K. V.; Srinivas, P. - Modeling, Simulation and Analysis of Lung Mechanics Using LabView. International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT). [S.l.]. ISSN 2278-0181. Vol.1, Nº6 (2012). p.1-87.
- [7] - Mesic, S.; Babuska R.; Hoogstedem, H. C.; Verbraak, A. F. M.- Computer-Controlled Mechanical Simulation of the Artificially Ventilated Human Respiratory System - IEEE Transactions on Biomedical Engineering. [S.l.] Vol.50 Nº6 (2003). p. 731-743.
- [8] - Pires, A. - Sistema Respiratório. [Online] [15 Agosto de 2013]. Disponível em <http://www.slideshare.net/AdrianoPires/sistema-respiratorio-humano-23528124>
- [9] - Sousa, A. S.; Pereira, D. C. S.; Silva, I. M. M.; Pires, R. F. L.; Rodrigues, R. J. R. - Ciclo Respiratório. Braga: Universidade do Minho. 2012/2013
- [10] - Pereira, C. - Espirometria. [Online] [2 de Setembro de 2013]. Disponível em <http://www.sbpt.org.br/downloads/temp/bibliografia.pdf>
- [11] - Abbas, A. K.; Kumar, V.; Fausto, N. - Robbins e Cotran - Patologia. [S.l.]: Elsevier. 2005. ISBN 9788535213911
- [12] - Ajnhorn, F. - Comparação entre Dois Modos Ventilatórios em Anestesia Pediátrica: Ventilação Controlada a Volume Versus Ventilação Controlada a Pressão. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande de Sul. 2006. Dissertação de Mestrado.
- [13] - Pressure Control Ventilation - Volume Guaranteed (PCV-VG) [Online] [1 de Setembro de 2013] Disponível em: [http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/~/\\_media/Downloads/us/Product/Product-Categories/Anesthesia-Delivery/GEHC\\_Technical-Report\\_Pressure-Control-Ventilation-Volume-Guaranteed.pdf](http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/~/_media/Downloads/us/Product/Product-Categories/Anesthesia-Delivery/GEHC_Technical-Report_Pressure-Control-Ventilation-Volume-Guaranteed.pdf)
- [14] Pustilnik, A. G. - Aspectos Recentes da Ventilação Mecânica: Como Iniciar a Ventilação Mecânica [Online] [1 de Setembro de 2013] Disponível em:

<http://www.saj.med.br/uploaded/File/artigos/Ventilacao%20Mecanica.pdf>

- [15] - Ahluwalia, Jag; Morley, Colin; Wahle, Hans Georg - Volume Guarantee - New Approaches in Volume Controlled Ventilation for Neonates. Alemanha: Drager. 2010. ISBN 3-926762-42-X
- [16] - Verbraak, A. F. M.; Beneken, J. E. W.; Bogaard, J. M., Versprille, A. - Computer-Controlled Mechanical Lung Model for Application in Pulmonary Function Studies. Medical e Biological Engineering e Computing. [S.l.] Vol.33 (1995). p.776-783.
- [17] - Verbraak, A.F.M.; Holland, W.; Mulder, B.; Bogaard, J. M.; Versprille, A. - Computer - Controlled Flow Resistance. Medical & Biological Engineering & Computing. Holanda. Vol.37 (1999). p.770-775.
- [18] - Barbini, P.; Cevenini, G.; Avanzolini, G. - Nonlinear Mechanisms Determining Expiratory Flow Limitation in Mechanical Ventilation: A Model-Based Interpretation. Annals of Biomedical Engineering. USA., Vol. 31 (2003). p. 908-916.
- [19] - Correger, E.; Murias, G.; Chacon, E.; Estruga, A.; Sales, B.; Lopez-Aguilar, J.; Montanya, J.; Lucangelo, U.; Garcia-Esquirol, O.; Villagra, A.; Villar, J.; Kacmarek, R. M.; Burgueno, M. J.; Blanch, L. - Interpretation of Ventilator Curves in Patients With Acute Respiratory Failure. Medicina Intensiva. Espanha. Vol.36, Nº4 (2012). p.294-306.
- [20] - Arnold, D. H.; Spiro, D. M.; Desmond, R. A.; Hagood, J. S. - Estimation of airway obstruction using oximeter plethysmograph waveform data. [S.l.]. (2005)
- [21] - Arnold, D. H.; Spiro, D. M.; Desmond, R. A.; Hagood, J. S. - Estimation of airway obstruction using oximeter plethysmograph waveform data. [S.l.]. (2005)



## 8.Anexos

### 8.1.Anexo A

# Remote physiological data acquisition: *from the human body to electromechanical simulators*

Carla Barros, Celina Pinto Leão  
Department of Production and Systems  
School of Engineering of University of Minho  
Centro ALGORITMI  
Guimarães, Portugal  
{carla.barros, cpl}@dps.uminho.pt

Filomena Soares, Graça Minas  
Industrial Electronics Department  
School of Engineering of University of Minho  
Centro ALGORITMI  
Guimarães, Portugal  
{fsoares, gminas}@dei.uminho.pt

Catarina Meireles, Diogo Lemos, José Machado  
Mechanical Engineering Department  
School of Engineering of University of Minho  
Mechanical and Materials Technologies Centre (CT2M)  
Guimarães, Portugal  
{pg19024, a55782}@alunos.uminho.pt; jmachado@dem.uminho.pt

**Abstract**— The problems that health professionals faced may involve engineering practicalities, e.g., the design of efficient devices in physiological specific monitoring activities. Therefore, it is important to know the type and characteristics of the physiological signals and how to acquire them. This paper presents the conceptual model for physiological data acquisition in a new remote didactic environment. This comprises two different approaches: human physiological and electromechanical simulators data acquisition. The insights on the data acquisition system development are described, emphasizing the added value of this new innovative educational tool for biomedical engineering.

**Keywords**—*biomedical engineering; data acquisition; electromechanical simulators; physiological systems; remote laboratory*

#### INTRODUCTION

The biomedical engineering has been growing as a new research and development area, with particular focus on industry and on health. This area requires students who adapt easily to the new knowledge and to recognize its application in human health [1]. The medical problems have a crucial importance for biomedical engineers since they involve fundamental aspects of

have the potential to efficiently achieve didactic environments focused on students, on knowledge and on the evaluation [1]. The remote laboratory concept is of particular interest because it uses organized educational resources, it is available on the Internet and it is accessible anytime and anywhere, allowing the overcoming of the real lab limitations in terms of space and costs [3].

Without any doubt, the physiological data acquisition plays an important role in the biomedical engineering learning process. The biomedical engineering demands the recognition and understanding of these data as well as quantitative methodologies [2].

Currently there are very few, if none, remote laboratories based on physiological systems studies [4]. The majority of remote labs aim the electronics and mechanics experimentation [5-7] and not the data acquisition from the human body or real electromechanical analogous systems.

This paper describes the conceptual model of a new remote laboratory dedicated to biomedical studies, considering the issues presented before.

#### *Remote Physiological Systems Laboratory*

This new remote physiological systems laboratory has its basis on physiological data acquisition and intends to be an innovative remote lab for undergraduate and graduate courses. It will include different real experiments, remotely visualized by a webcam, as well as the theoretical support of practical problems. It is expected that this tool support students' activity of learning, providing an environment for sharing the results and

---

This work is funded by FEDER funds through the Operational Programme for Competitiveness Factors - COMPETE and National Funds through FCT - Foundation for Science and Technology within the project. FCOMP-01-0124-FEDER-022601.

the systems and devices analysis, and also of the practical conception and application, forming the core engineering practice process [2]. The new learning/teaching technologies

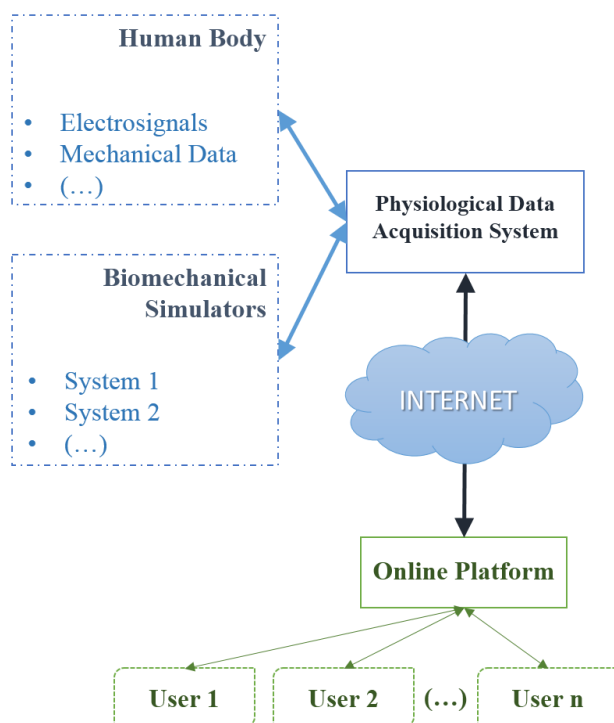
collaborations in order to improve their performance. This work will be the first contact and hands-on on these topics and, indirectly, it will impart the importance of the ethics, and its valorization, to a good professional performance in engineering, whatever the area. Furthermore, the remote lab will be designed to meet the target public learning style. According to Kolb's theory, the engineering students have a converging learning style and they are motivated to investigate how situations are processed, and their strength is the practical application of ideas [8].

#### Multidisciplinary

This is a multidisciplinary project. It covers a range of different areas necessary for its success: knowledge and definition of practical cases in biomedical engineering; process modeling of physiological systems; numerical simulation; distributed architectures; electronics and mechanics background, and design and construction of physical electromechanical workbenches.

#### METHODS AND PLANS

The remote platform will provide different experiments. The biomedical engineering students (or users) may acquire physiological signals and other parameters from both human body and from physiological systems simulators. They will access the online platform and they will control, configure and capture data from the experiments, through the Internet connection. The conceptual model of this laboratory is presented in Fig. 1.



Conceptual model for remote physiological data acquisition on remote physiological systems.

The development of the web interface, the implementation of a data acquisition system and the design and conception of electromechanical simulators of biomedical systems are the

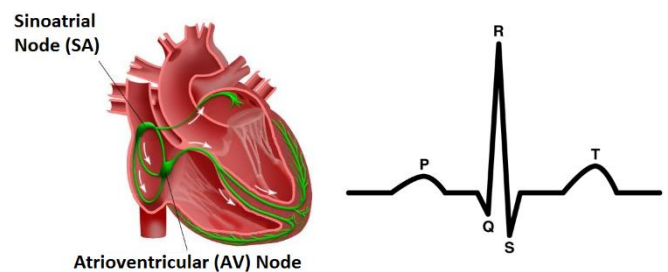
most important steps of the remote physiological systems laboratory project. The following sections describe the two types of experiments, the human physiological and the electromechanical simulators data acquisition systems, that are being developed and available through the first stage of this project, with a brief description of the technology used to interface and connect the software application.

#### Human Physiological Data Acquisition

The physiological data acquisition from the human body is based on a small portable system. The Shimmer Research™ Bio Starter Kit® [9] was chosen to perform this experiment because it provides the data processing, storage and transmission to a computer by Bluetooth connection. It also allows the development of web solutions, using e.g. LabVIEW applications [10]. The kit is composed of sensor modules for the ECG (electrocardiogram), EMG (electromyogram), GSR (galvanic skin response) and strain gauge [9].

##### Electrocardiogram (ECG) acquisition:

The heart has a large number of cells capable of generating electrical potentials. The sinoatrial node (SA), located in the right atrium, acts as a pacemaker being responsible for sending electrical impulses through the atrium walls, stimulating the atrioventricular node (AV) that, in turn, sends electrical impulses through ventricles walls, generating the cardiac contraction (Fig. 2). The electrocardiogram (ECG) is a complex signal that records those electrical potentials from the heart and is composed by P, Q, R, S and T waves (Fig. 2).



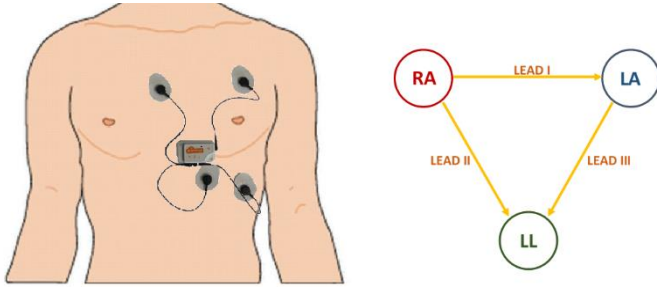
The electrical potential propagation in the heart and the ECG waves (adapted from [11]).

The P wave represents the atrial depolarization; the QRS complex corresponds to the fast deflections produced during the ventricles depolarization; the T wave refers to the ventricular repolarization; the PR segment indicates the delay on the electrical potential propagation in the AV node; the ST segment is the time at which the ventricles are contracting and emptying; the TP fraction is the period of time during which the ventricles are relaxed and filling [12, 13].

The electrocardiography deals with electrical forces, which can be represented by vectors. The direction of each vector is determined by the direction of electric potential generated by the current flow. The ECG signals are acquired through derivations (vectors), which allow the depolarization projection and determination of the forces (Fig. 3) [13, 14].

The derivations used to obtain the ECG with the Shimmer™ device are bipolar and are composed by the voltage difference between limbs of the body, and by the reference signal of the right leg. The derivation I (LEAD I) is the voltage difference

between the right (RA) and left arms (LA); the derivation II (LEAD II) is the difference between the right arm (RA) and the left leg (LL); and the derivation III (LEAD III) is acquired between the left arm (LA) and the left leg (LL) [12, 14].



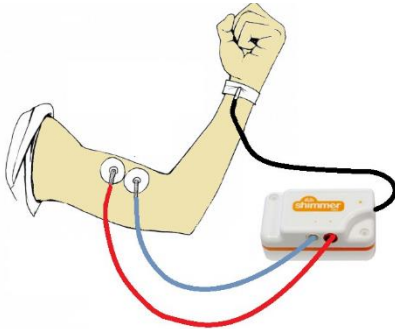
The electrodes placed on the chest and the ECG bipolar derivations (adapted from [14]).

Using the ECG Shimmer™ module, the signal is recorded by the placing of electrodes in the chest, as shown in Fig. 3.

#### *Electromyogram (EMG) acquisition:*

The muscle tissue conducts electrical potentials. The electromyogram (EMG) is a signal that measures the electrical current generated in muscles during their contraction and relaxation, representing the neuromuscular activity [11].

The signal acquisition using the EMG Shimmer™ module is non-invasive. The signals are recorded by placing two electrodes (Fig. 4), close to each other, in a muscle group, e.g., on the biceps, indicates the force generated. It is necessary the placing of a third electrode as a signal reference [15, 16].



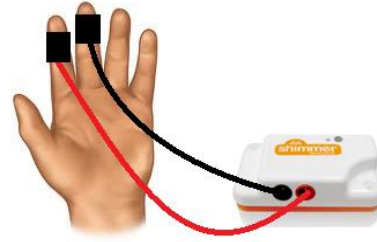
Electrodes placing for EMG acquisition with Shimmer™ device.

Since the EMG signal crosses different tissues to reach the electrodes on the skin surface, the signal acquired will contain noise, which makes its measurement a non-straightforward acquisition. This problem can be circumvented using small electrodes and place them properly in order to reduce the signal artifacts [17].

#### *Galvanic Skin Response (GSR) acquisition:*

The Shimmer™ module for acquiring the galvanic skin response (GSR) aims the monitoring of skin resistance (electrodermal resistance measurement) between two reusable electrodes placed in two fingers of one hand (Fig. 5). In response to a stimulus, the sweat glands are activated, increasing skin moisture, allowing current to flow easily by changing the balance of positive and negative ions in the fluid secreted [18].

The electrodermal signal acquisition enables behavioral study since the GSR is highly sensitive to emotion. This type of biomedical measurement has been used to treat various types of phobias, panic disorders and dermatological conditions associated [19].



Electrodes placing for GSR measurement with Shimmer™ module.

#### *Strain Gauge acquisition:*

The Strain Gauge Shimmer™ module is ideal for load, weight, force, torque and pressure measurements, when connected to a tension sensor or to a load cell. This module detects the variation in resistance values when a force is applied to the load cell [20].

This type of measurement is often used in biomedical research, such as in cardiovascular and respiratory measurements for the monitoring of the contraction force of the heart muscle; the blood pressure determination; the measurement of respiration rate and the determination of the volume (plethysmography); and other dimensional determinations. This type of transducer is widely used as the pressure sensor on the artificial limbs fit [21].

#### *Electromechanical simulators data acquisition*

The electromechanical simulators data acquisition refers to the acquisition of signals and parameters from biomechanical simulators. With this type of experiment, the students will be able not only to acquire physiological data but also to visualize the systems' working. These simulators will also enable the interaction with some parameters and variables, according to the system in study.

The first stage of the project involves the design of two biomechanical simulators. In the following sections, the Cardiovascular and Respiratory Systems will be described. The next stage of the project will be the development of the user interface and the data acquisition and transferring process.

#### *Cardiovascular System:*

The human cardiovascular system can be understood as a hydraulic system, where the heart works as the system pump, the blood as the system fluid and the blood vessels as the flow and the directional distribution of the system's fluid. Depending on the operating conditions of the heart (normal or abnormal physiological condition) the amount of blood supplied to the human body organs is different, making important the study of the pressure and the flow rate charged by the heart in different situations, called hemodynamics.

For a better perception of hemodynamics it is necessary to develop a device able to reproduce, with reliability, the different operating conditions of the cardiovascular system, such as

different blood pressures, heart rates or even different blood flow rate.

The biomechanical simulator in development will simulate the left side of the heart, since it is the side that pumps blood through almost the whole human body. In the construction of the physical simulator it will be used several hydraulic and electro-hydraulic components, such as valves, cylinders, pumps, pressure transducers, flow meters and others.

Initially, a hydraulic pump providing fluid will supply the entire system till the minimum pressure is reached. After the system has reached the minimum pressure value a pulsatile flow through the activation of a hydraulic cylinder will be used, simulating the left ventricle of the heart. When pumped, the fluid will reach the maximum pressure of the system. It will also go through flow control valves, which represent the peripheral resistance of human blood vessels and viscoelasticity chambers. This mechanism will ensure the slow decrease of pressure as it occurs in the human body.

In the device design, some parameters are relevant to a reliable reproduction of the human circulatory system:

**Pressure** - The human circulatory system pressure, called arterial pressure, represents the pressure exerted by the blood in artery walls. Under normal conditions, the systolic pressure (maximum pressure) is 120 mmHg and the diastolic pressure (minimum pressure) is 80 mmHg [22]. Besides providing and enabling the acquisition of these pressure values, the simulator should have an accurate pressure control in distinct system points. For instance, to allow the measurement of the opening pressure of the aortic and mitral valves, of the left ventricle and atrium pressure, or of the pulmonary venous pressure;

**Volume** - The volume in the human circulatory system is called ventricular volume and represents the amount of blood inside the left ventricle. Under normal conditions, and before the blood ejection to the aorta, the volume of blood reaches the maximum value about 110 to 120 ml, and at the end of ejection a volume about 40 to 50 ml [22]. This is an important parameter as it enables the determination of the amount of fluid to be pumped into the entire simulator system.

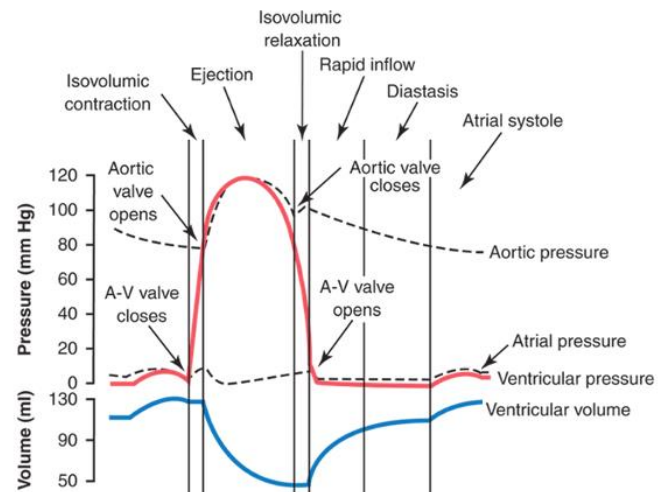
Therefore, the cardiovascular system simulator should be capable of reproducing the pressure and volume profiles, as shown in Fig. 6.

Besides the acquisition of these profiles, the simulator should also contain different operation modes, allowing several situations simulations. Namely, the normal physiologically condition, cardiac dysrhythmias, hypo and hypertension situations and pediatric simulation. These different scenarios are possible to obtain due to the possibility of manipulating some input parameters such as the heart rate and the cardiac blood flow rate and pressure.

#### *Respiratory System:*

The implementation of a mechanical lung simulator that represents each phase of the respiratory cycle will provide an

efficient tool to understand the complexity of the respiratory system.



Events of the cardiac cycle for left ventricular function showing changes in left atrial pressure, left ventricular pressure, aortic pressure and ventricular volume (adapted from [22]).

In addition to the pedagogical advantage, the simulator will allow the analysis of the respiratory system response in abnormal conditions. So, the respiratory process will be simulated and the relevant biological data, in normal or adverse cases, obtained.

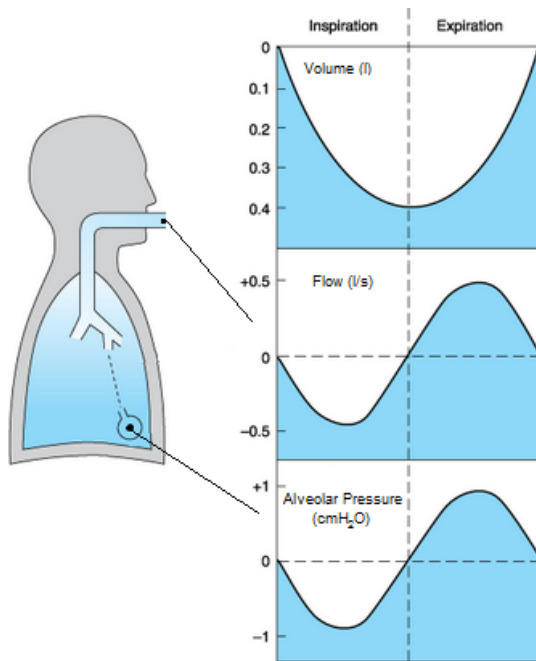
The respiratory system, as a biological system, presents non-linear characteristics, making difficult its representation through fixed physical components and common control systems. Therefore, the respiratory simulation is only possible when some factors are coordinated: mathematical equations, which represents the respiratory cycle; mechanical components, giving dimension and movement to the simulator; and the electronic components, allowing data acquisition and system control.

The mathematical set of equations to describe the human respiratory behavior must take into account the elastic characteristics of the lungs and thorax (compliance), and the airway resistance variation during the respiratory process [23].

The anatomical features of this system are another factor to be considered. The human lung capacity is about 5.8 l and for each inspiration/expiration the air volume transferred is about 0.5 l (Fig. 7). In a forced respiration, the volume values of each movement are more significant: 3 l and 1.1 l for forced inspiration and expiration, respectively [24]. The residual volume of air, about 1.2 l, which remains in the respiratory tract via, corresponds to the minimal volume of the lung simulator.

The air movement between the respiratory system and the environment is possible due to the pressure difference felt in each moment. The inspiration begins when alveolar pressure reaches 1 cmH<sub>2</sub>O (0.74 mmHg) below atmospheric pressure. In opposition, the expiration begins when the alveolar pressure achieves 1 cmH<sub>2</sub>O above atmospheric pressure (Fig. 7) [25]. This mechanism will be simulated in the prototype, with the several pneumatic and electro-pneumatic components, such as motors, cylinders, pressure transducers, flow meters and others.





Values of volume, alveolar pressure and flow during respiratory cycle (adapted from [25]).

#### FINAL REMARKS

The research team expects that, with the development of the remote physiological systems project, a laboratory to support biomedical engineering students' learning process be constructed. The most important feature of this new laboratory is the remote data acquisition on different experiments.

The need of a subject who undergoes the experience in real lab for the capture of biosignals from human body can be a drawback. Nevertheless and due to the didactic feature of this lab, this could be used as a positive one. That is, students may recognize the signal and acquaint themselves with the acquisition methods, as subject and as experimenter. Furthermore, students have the possibility to deal with real data and process them at different moments and places.

The remote experiments will use humans for purely educational purposes and all the data acquired during the experiences would only be used for the purposes defined on the beginning of each remote experiments. These educational activities will be conducted as a part of a regular course and as an auxiliary tool for the students' learning process, designed to meet the basic course's requirements in physiology area, not constituting human subjects research. The experiences will be voluntarily undertaken by the subjects, without taking risks and being watched by the responsible researcher, following the code of ethical conduct of the educational institution [26].

The remote experimentation on electromechanical simulators is an important approach, giving a better insight of each system's functioning and enabling a better understanding of the cause-and-effect relationship, through some variables control. For instance, in a respiratory system, if the student increases the air volume in the alveolar space, it is expected that the alveolar pressure increase. These biomechanical simulations give a different perspective of the human body: they can see the

application of engineering concepts to reinterpret physiological systems. By using simulators for abnormal conditions (or diseases), it will be possible to understand different physiological responses and systems' behavior.

The use of this innovative educational laboratory will make a remarkable impact on biomedical engineering education, since the data acquisition will provide a full understanding of the human body as well as the quantitative methodologies. It is authors believe that these experiments will meet the biomedical engineering students' leaning style, thus contributing to the improvement of their knowledge.

#### ACKNOWLEDGMENT

The authors are grateful to the FEDER funds through the Operational Programme for Competitiveness Factors - COMPETE and National Funds through FCT - Foundation for Science and Technology within the project FCOMP-01-0124-FEDER-022601 (reference FCT PTDC/CPE-PEC/122329/2010).

#### REFERENCES

- T. R. Harris, J. D. Bransford, and S. P. Brophy, Roles for learning sciences and learning technologies in biomedical engineering education: a review of recent advances vol. 4, 2002.
- J. D. Bronzino and D. R. Peterson, The Biomedical Engineering Handbook: Taylor & Francis Group, 2013.
- L. D. Feisel and A. J. Rosa, "The Role of the Laboratory in Undergraduate Engineering Education," *Journal of Engineering Education*, vol. 94, pp. 121-130, 2005.
- R. Jurkonis, V. Marozas, and A. Lukoševičius, "Ultrasound Medical Diagnostics Laboratory for Remote Learning in EVICAB\*Campus," in *Innovative Techniques in Instruction Technology, E-learning, E-assessment, and Education*, M. Iskander, Ed., ed: Springer Netherlands, 2008, pp. 453-456.
- M.T. Restivo, J. Mendes, A. M. Lopes, C. M. Silva, and F. Chouzal, "A Remote Laboratory in Engineering Measurement," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol.56, no.12, pp.4836-4843, Dec. 2009.
- iLabs Central, Real Labs. Real Learning. – <http://ilabcentral.org> (accessed in April 2013).
- MIT Microelectronics WebLab - <http://weblab2.mit.edu> (accessed in April 2013).
- D. Kolb, *Experiential learning: Experience as the source of learning and development*, no. 1984. New Jersey: Prentice-Hall, Inc., 1984.
- R. T. Ltd. (2012, January 2013). Shimmer Research. Available: <http://www.shimmer-research.com/>.
- C. Barros, C. P. Leão, F. Soares, G. Minas, and J. Machado, "RePhyS: A Multidisciplinary Experience in Remote Physiological Systems Laboratory," *International Journal of Online Engineering (iJOE)*, vol. 9, no. S5, p. 21, May 2013.
- M. N. Levy, R. M. Berne, B. M. Koeppen, and B. A. Stanton, *Berne and Levy principles of physiology*: Elsevier Mosby, 2006.
- (April 2013). Available: <http://o.canbler.com/categoria/sangue-do-coracao-e-circulacao/arritmias>
- R. F. Schmidt and G. Thews, *Human physiology*: Springer-Verlag, 1989.
- R. T. Ltd., "ECG User Guide Rev 1.5," in *Shimmer Discovery in Motion*, ed, 2012.
- M. B. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications (Correction)," *Biol Proced Online*, vol. 8, p. 163, 2006.
- R. T. Ltd., "EMG User Guide Rev 1.5," in *Shimmer Discovery in Motion*, ed, 2012.

- N. V. Thakor, "Biopotentials and Electrophysiology Measurement," in *The Measurement, Instrumentation, and Sensors: Handbook*, ed: CRC Press published, 1999.
- R. T. Ltd., "GSR User Guide Rev 1.5," in Shimmer Discovery in Motion, ed, 2012.
- B. Rangé, *Psicoterapias Cognitivo-Comportamentais: Um diálogo com a psiquiatria*: Artmed Editora.
- R. T. Ltd., "Strain Gauge User Guide Rev 1.5," in Shimmer Discovery in Motion, ed, 2012.
- C. S. R. Rao and S. K. Guha, *Principles of Medical Electronics and Biomedical Instrumentation*: Universities Press Limited, 2001.
- A. C. Guyton, and J. E. Hall, *Textbook of Medical Physiology*, Twelfth Edition. W.B. Saunders Company, 2010.
- A. F. M. Verbraak, P. R. Rijnbeek, J. E. Beneken, J. M. Boogaard, and A. Versprille, "A new approach to mechanical simulation of lung behavior: pressure-controlled and time-related piston movement," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 39, no. 1, pp. 82–89, 2000.
- Yao, F-S F, "Asthma-Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPY) in Yao and Artusio's *Anesthesiology: Problem-Oriented Patient Management*, 4th ed, Yao, F-S. F, editor, Chapter 1, pp 3-28, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Respiratory Physiology—The Essentials*, 3rd ed. Williams & Wilkins, 1985.
- Comissão de Ética da Universidade do Minho (CEUM), "Código de Conduta Ética da Universidade do Minho." p. 17, 2012 (*in portuguese*).

## 8.2. Anexo B

1. Diagrama de blocos construído em *Matlab-Simulink* com base no modelo matemático mod2.

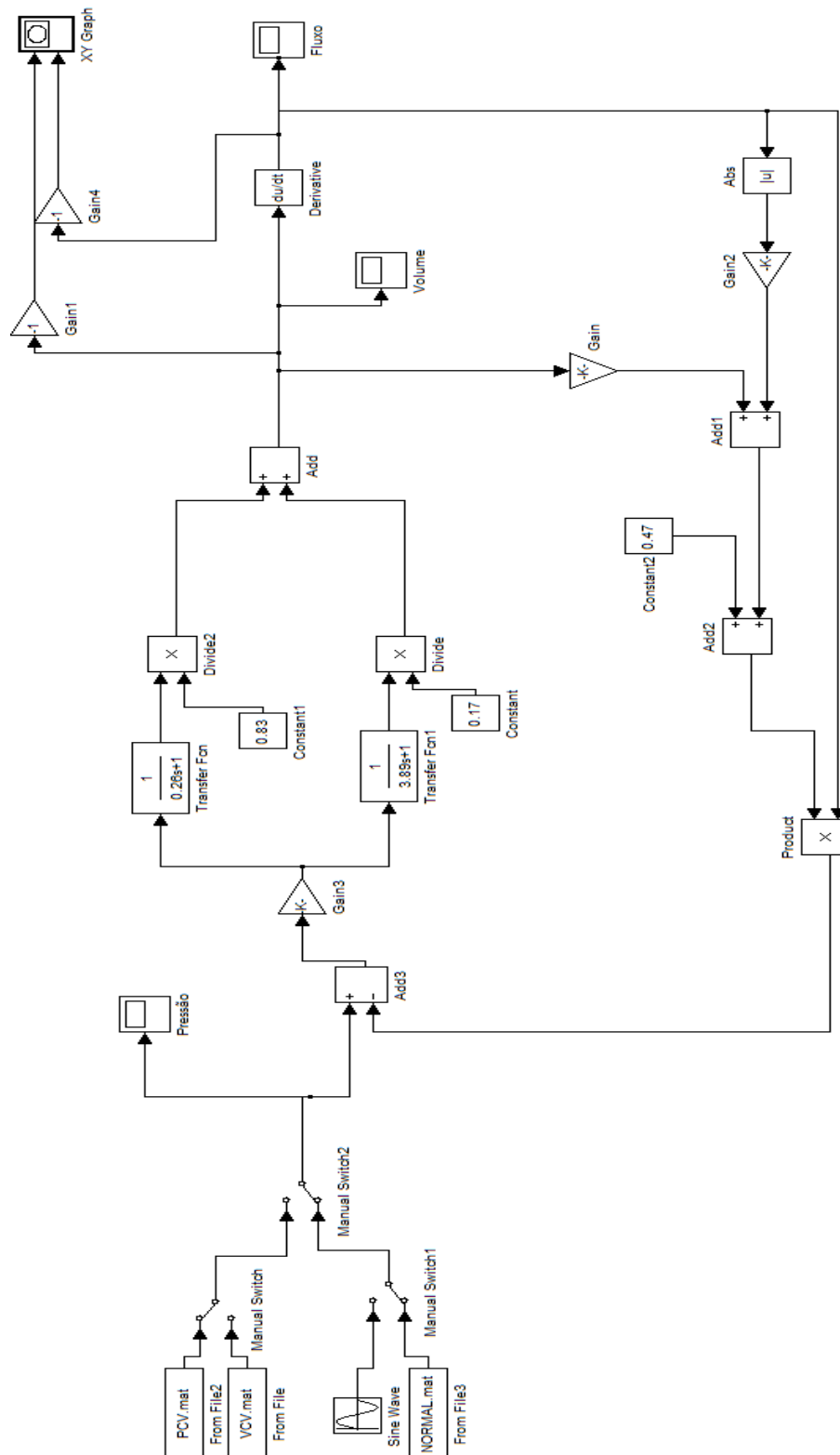
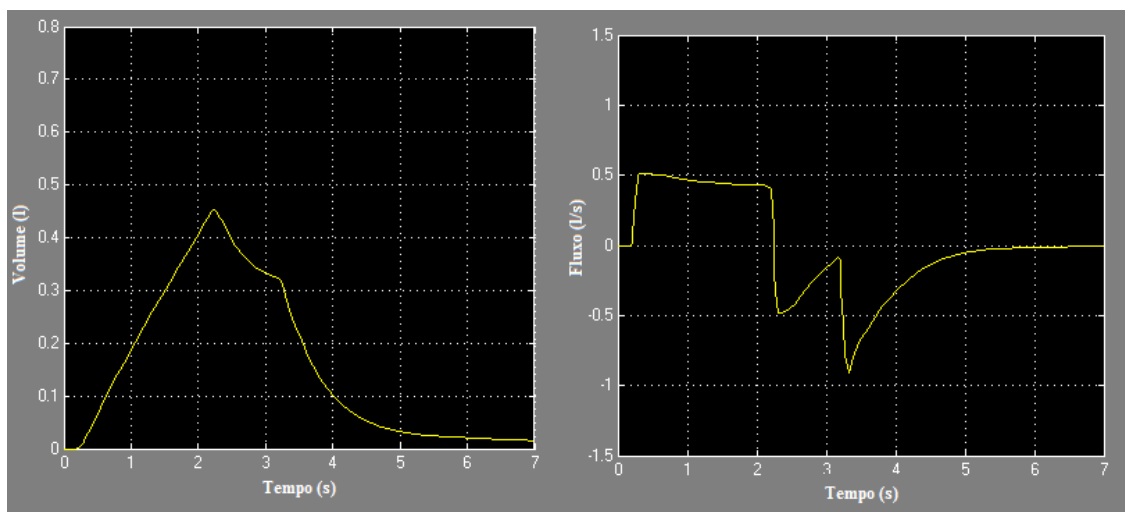
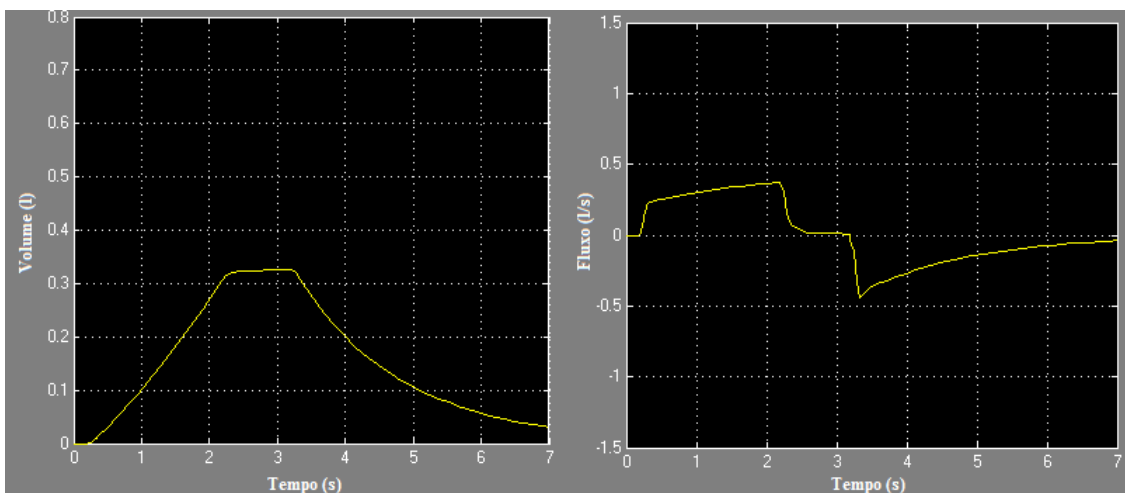


Figura B - 1 - Diagrama de blocos construído com base no modelo matemático mod2

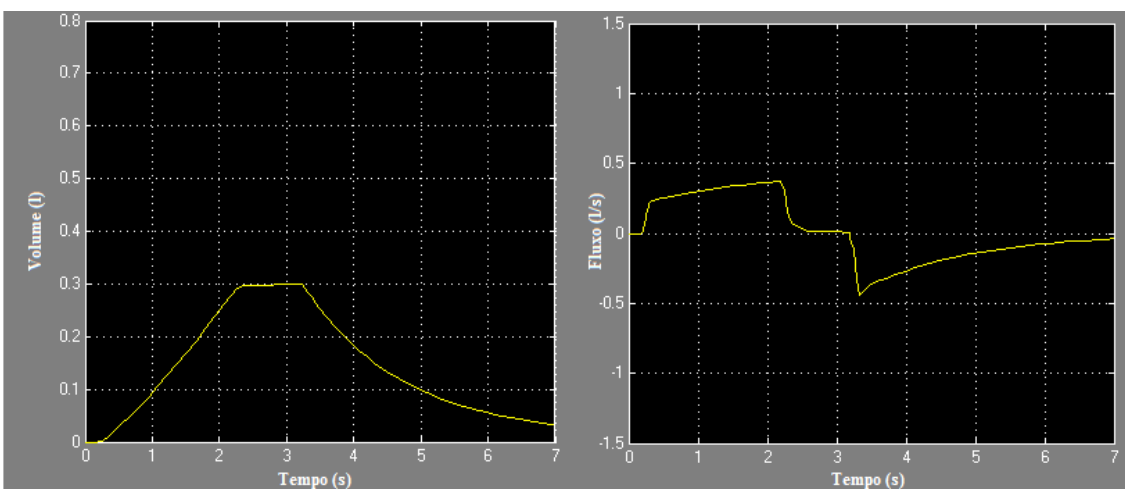
## 2. Perfis obtidos nas simulações efetuadas com base nos casos apresentados na Tabela 3



**Figura B - 2** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 1 da Tabela 3

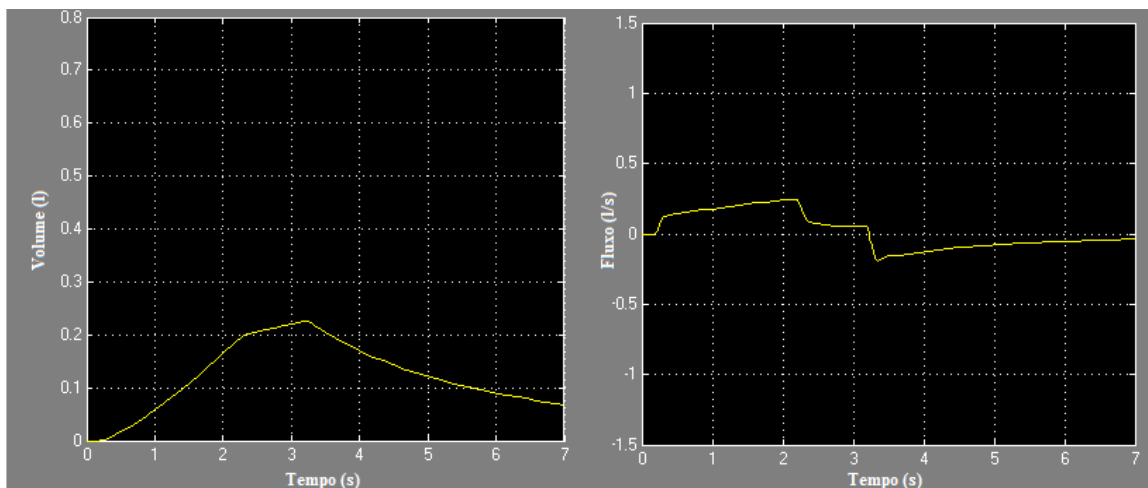


**Figura B - 3** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 3 da Tabela 3

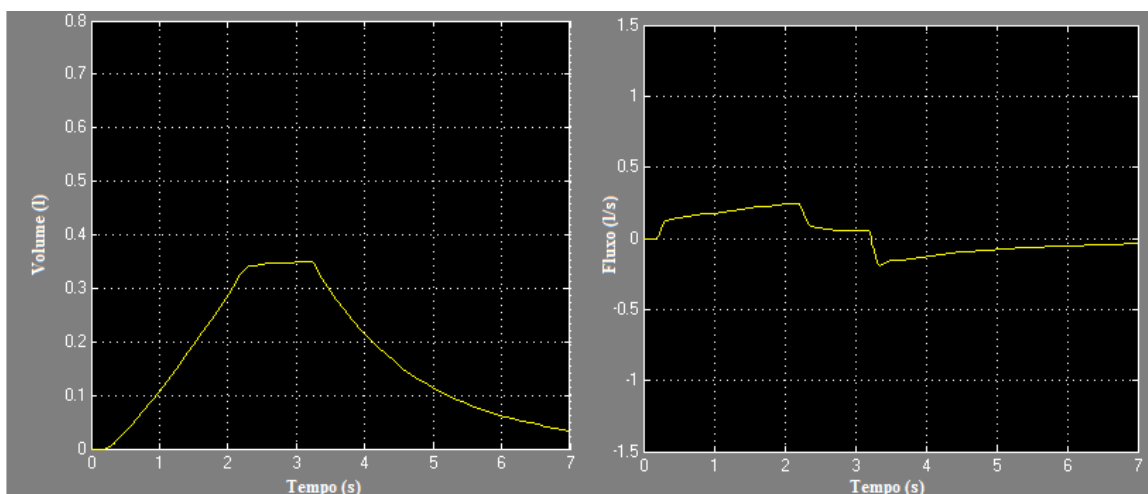


**Figura B - 4** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 4 da Tabela 3

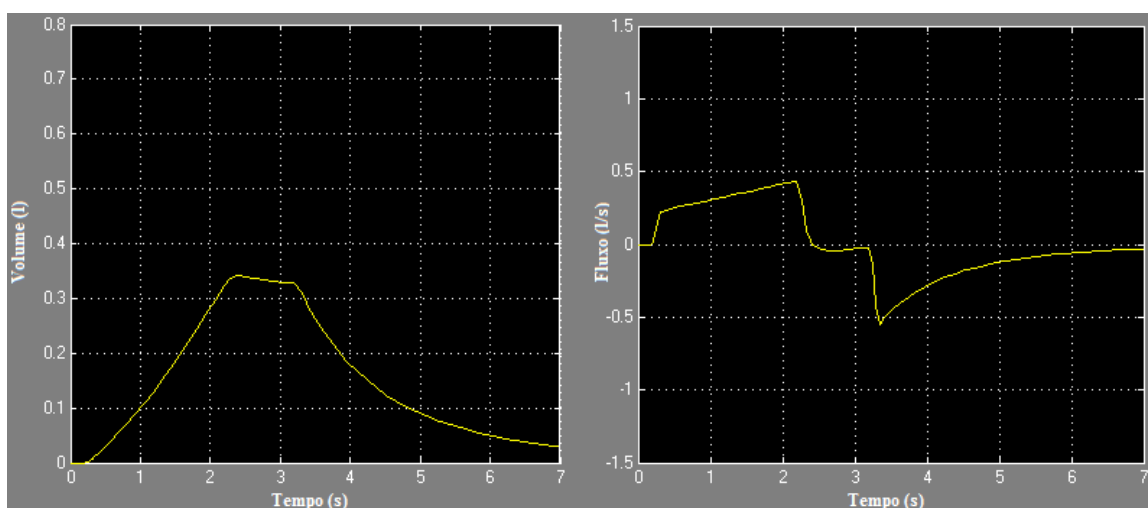




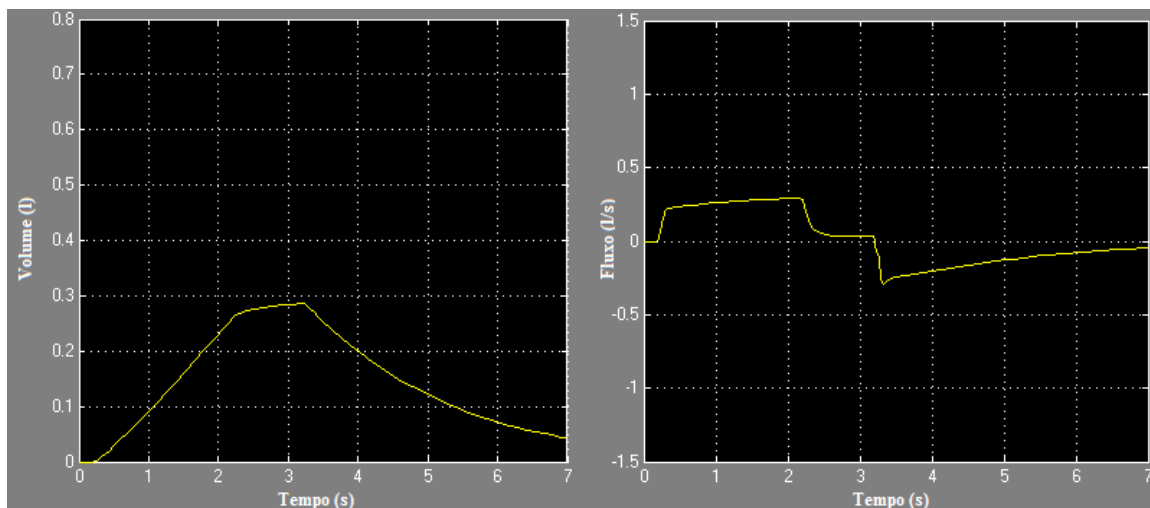
**Figura B - 5** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 5 da Tabela 3



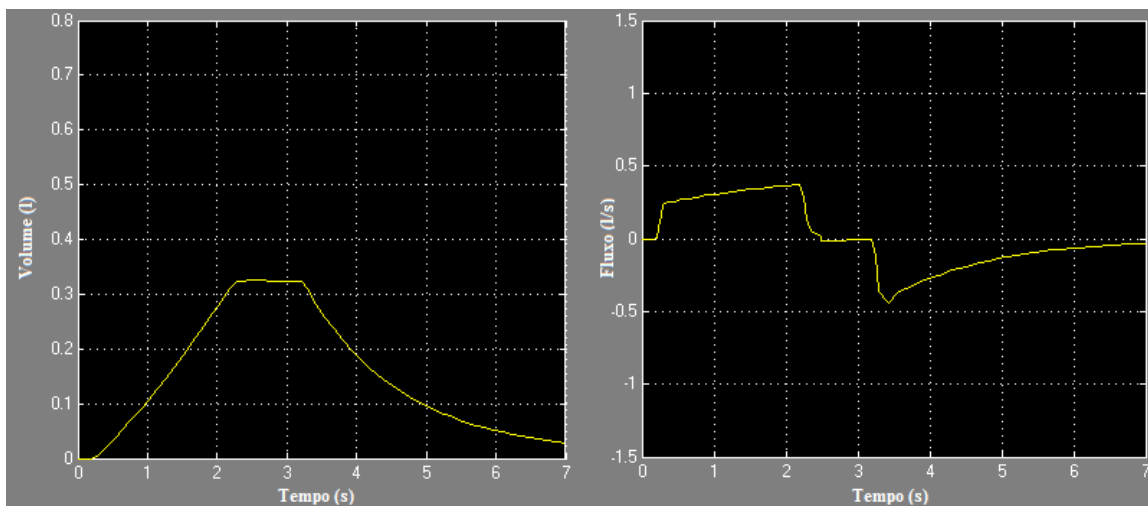
**Figura B - 6** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 6 da Tabela 3ç



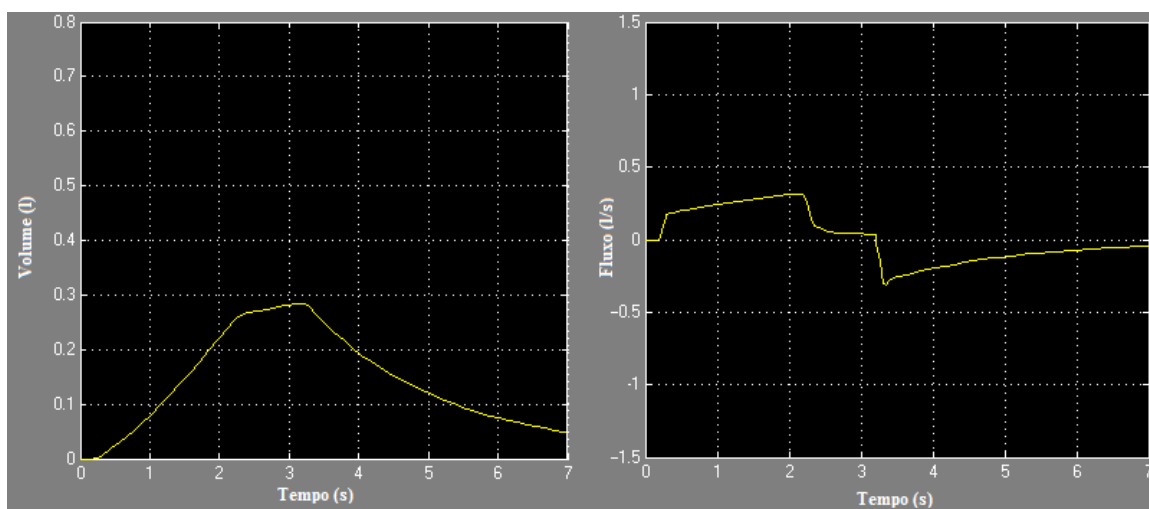
**Figura B - 7** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 7 da Tabela 3



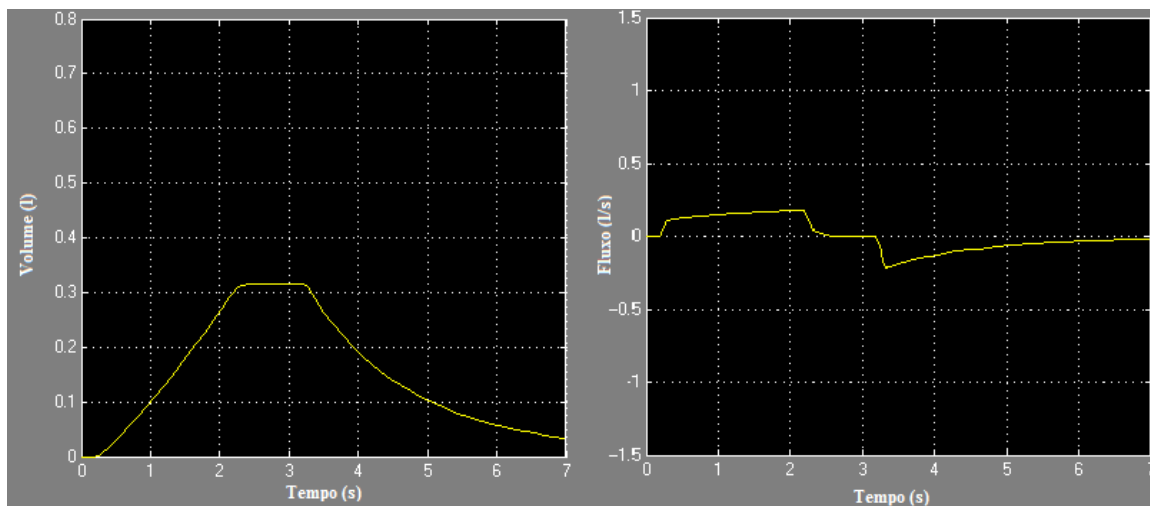
**Figura B - 8** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 8 da Tabela 3



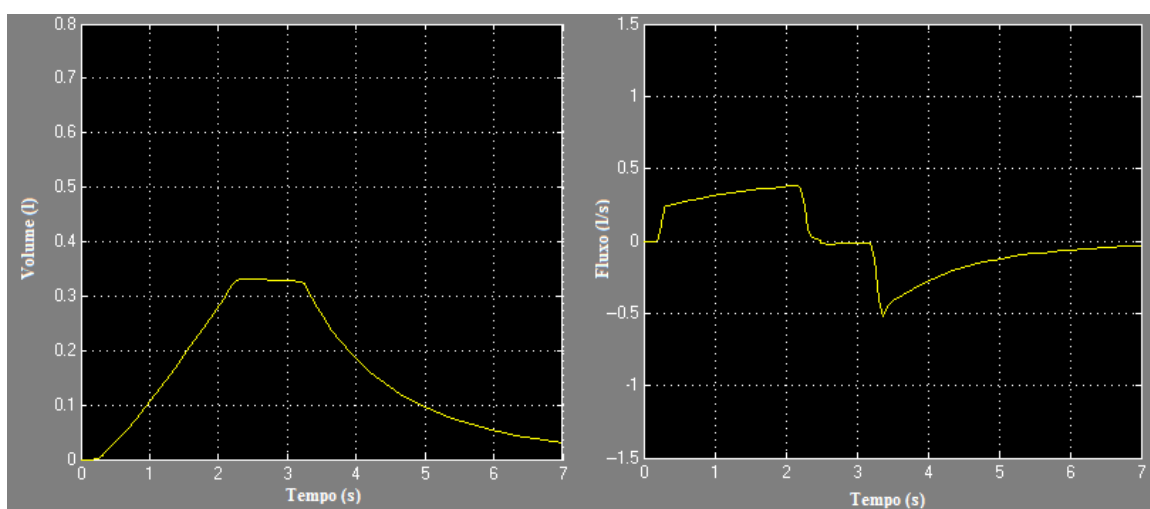
**Figura B - 9** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 9 da Tabela 3



**Figura B - 10** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 10 da Tabela 3

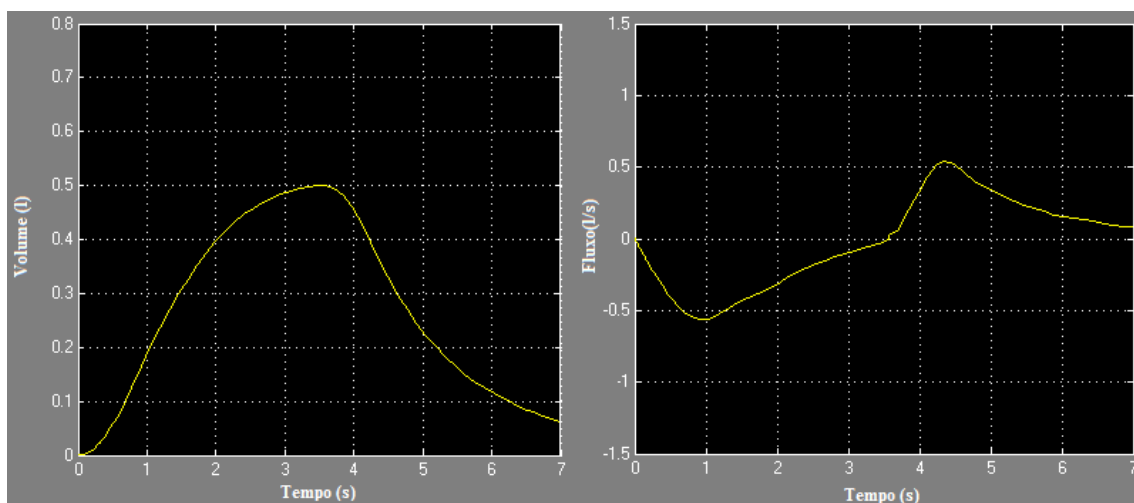


**Figura B - 11** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 11 da Tabela 3

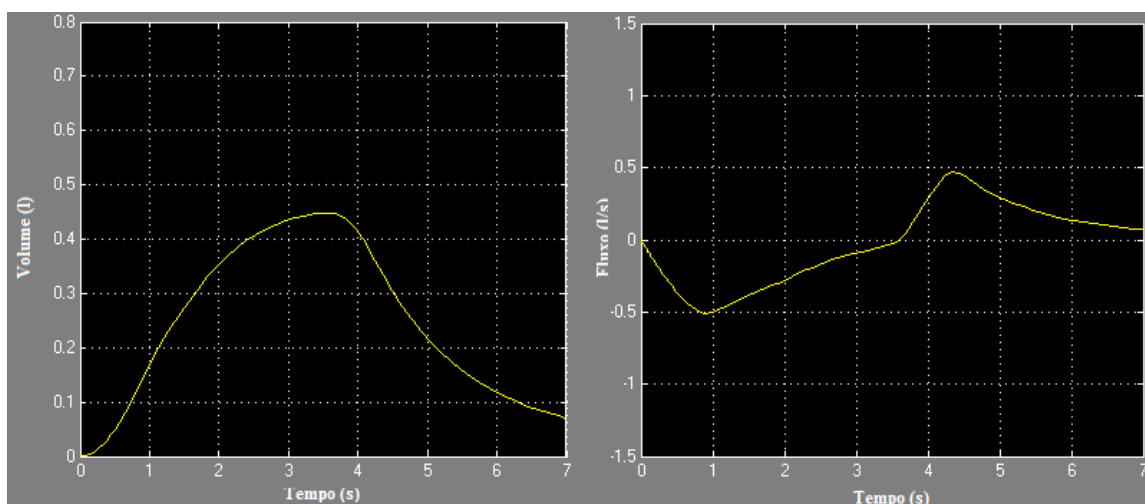


**Figura B - 12** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 12 da Tabela 3

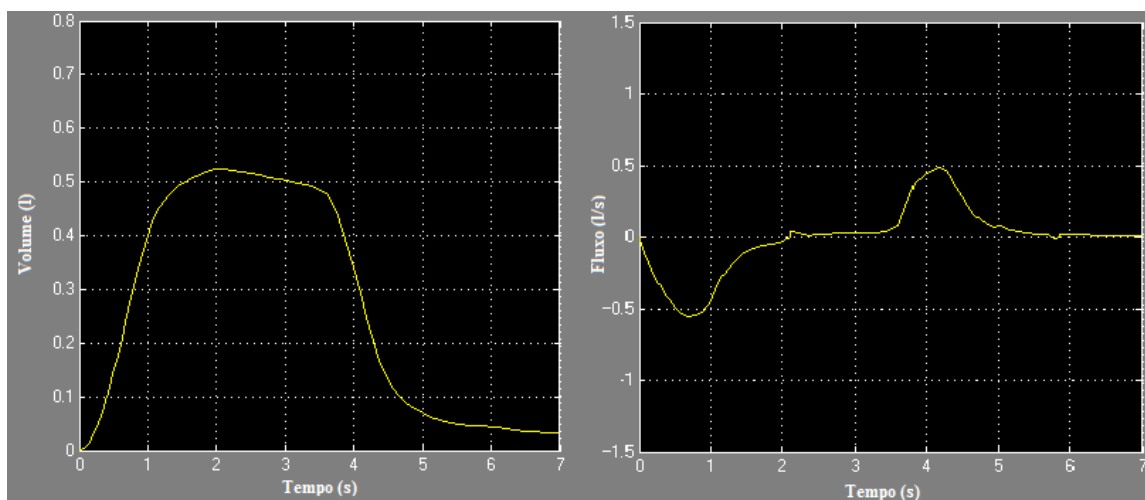
### 3. Perfis obtidos nas simulações efetuadas com base nos casos apresentados na Tabela 4



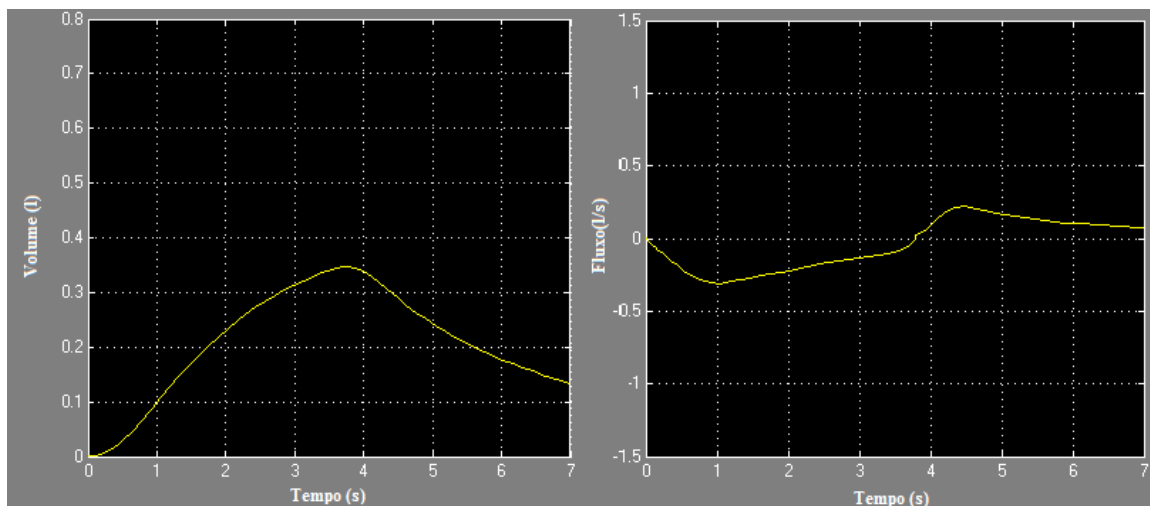
**Figura B - 13** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 1 da Tabela 4



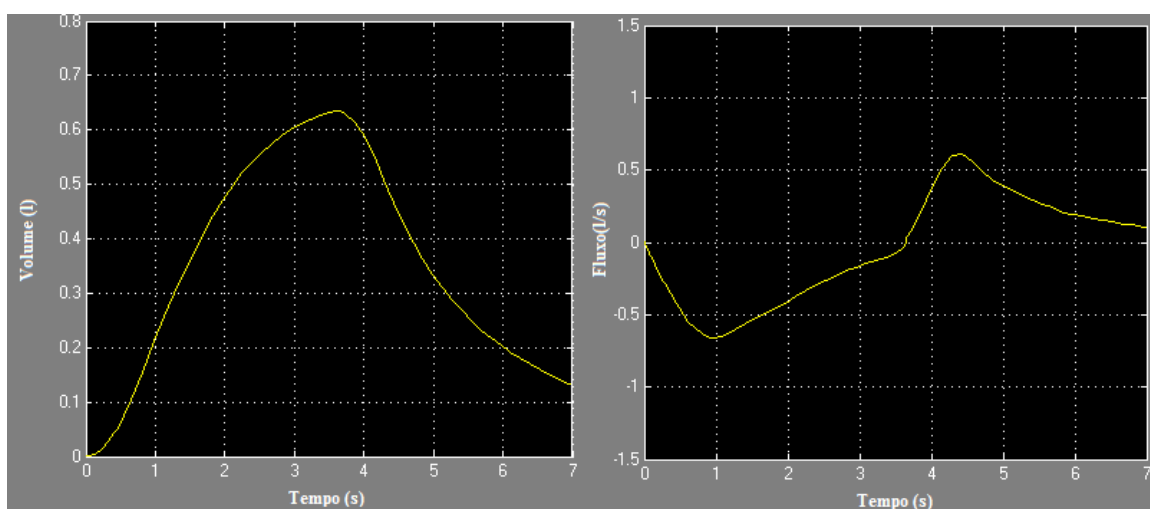
**Figura B - 14** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 3 da Tabela 4



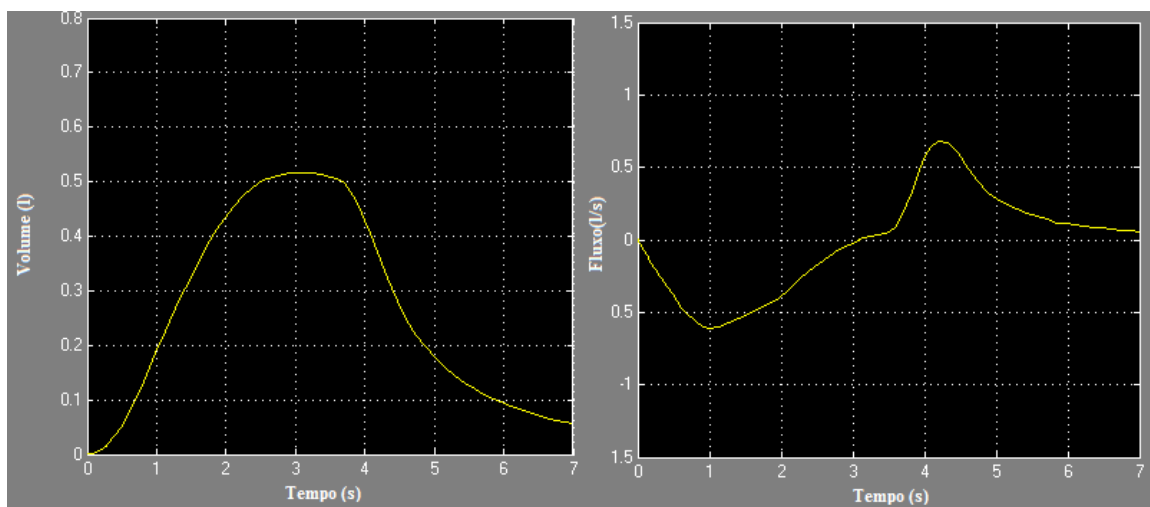
**Figura B - 15** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 4 da Tabela 4



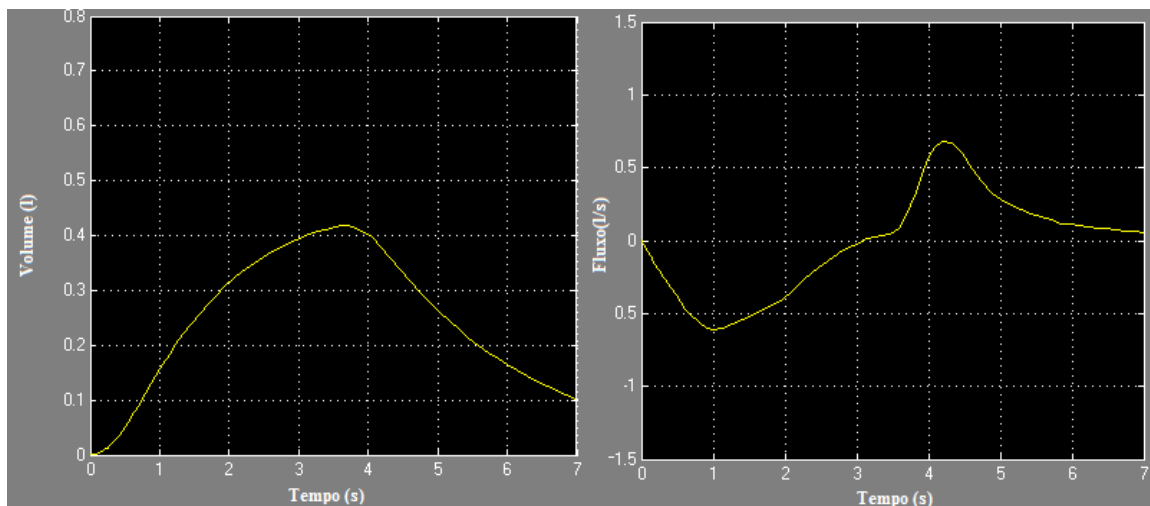
**Figura B - 16** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 5 da Tabela 4



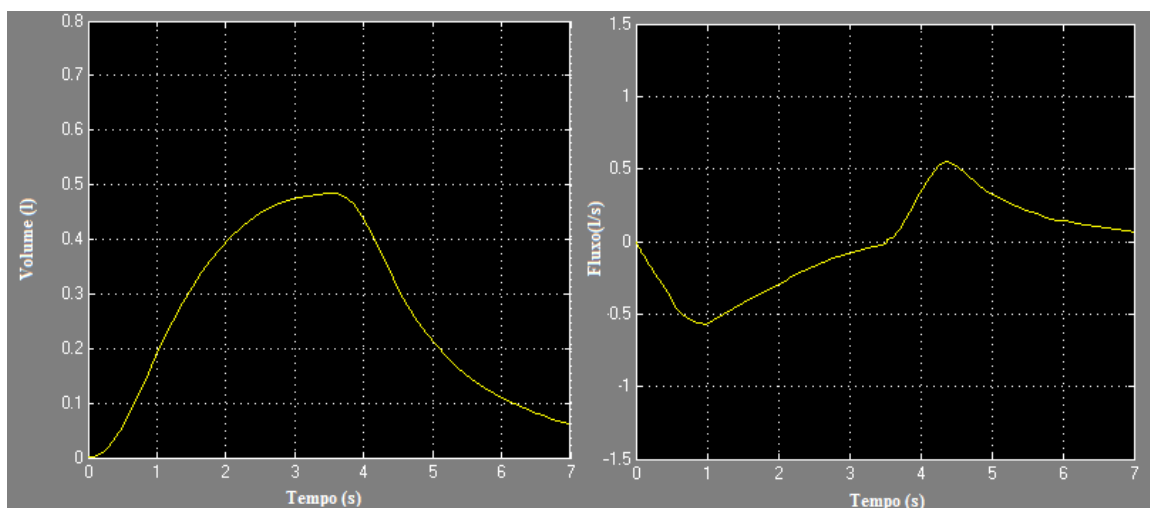
**Figura B - 17** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 6 da Tabela 4



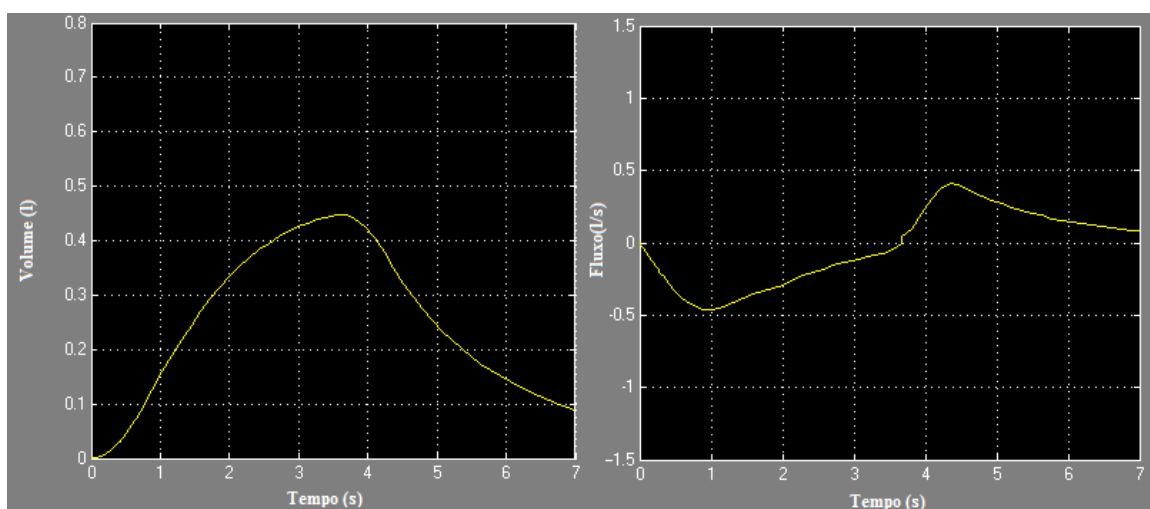
**Figura B - 18** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 7 da Tabela 4



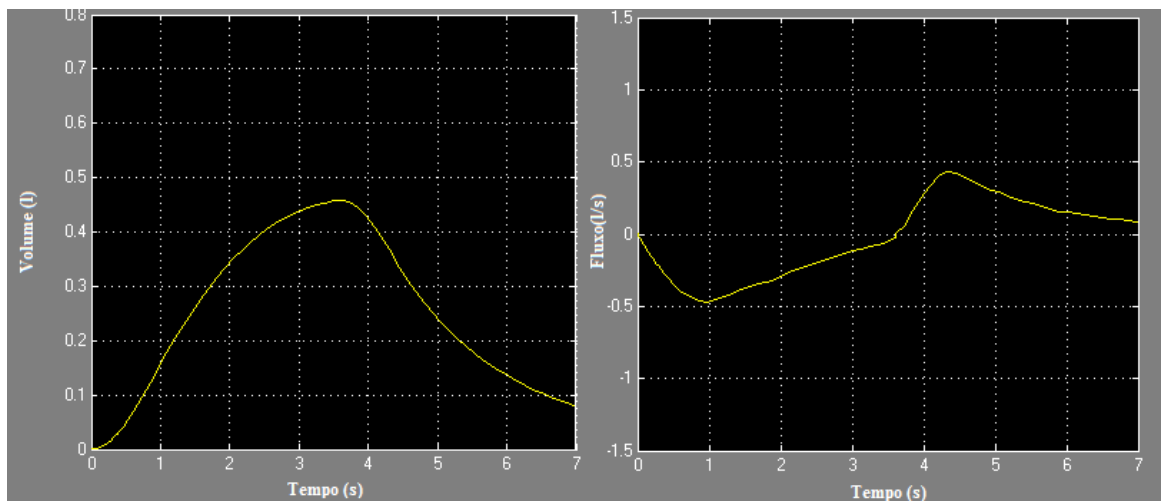
**Figura B - 19** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 8 da Tabela 4



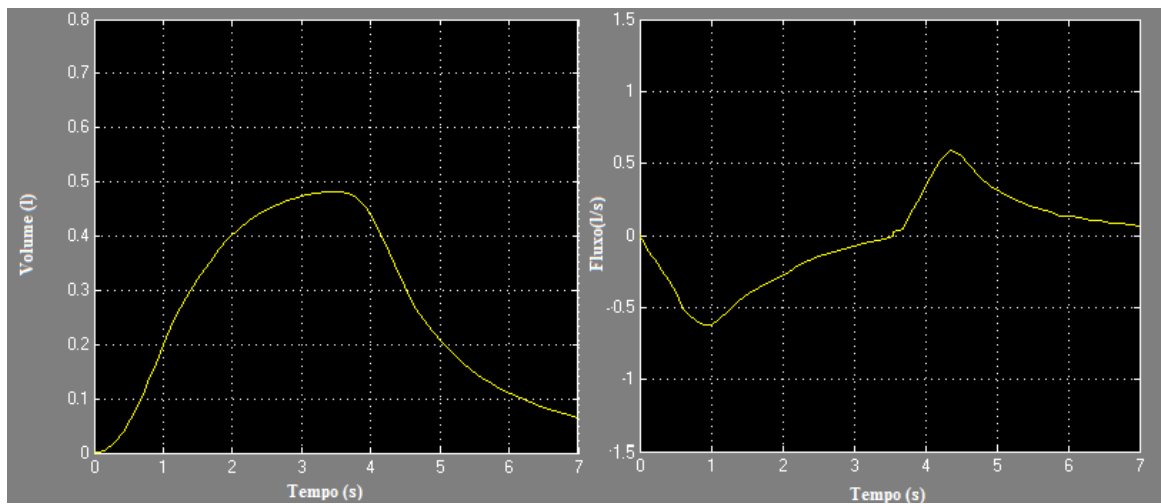
**Figura B - 20** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 9 da Tabela 4



**Figura B - 21** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 10 da Tabela 4



**Figura B - 22** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 11 da Tabela 4



**Figura B - 23** - Perfis de volume e fluxo obtidos na aplicação do caso 12 da Tabela 4

### 8.3. Anexo C

1. Diagrama de blocos construído em *Matlab-Simulink* com base no modelo matemático mod4 (função de transferência).

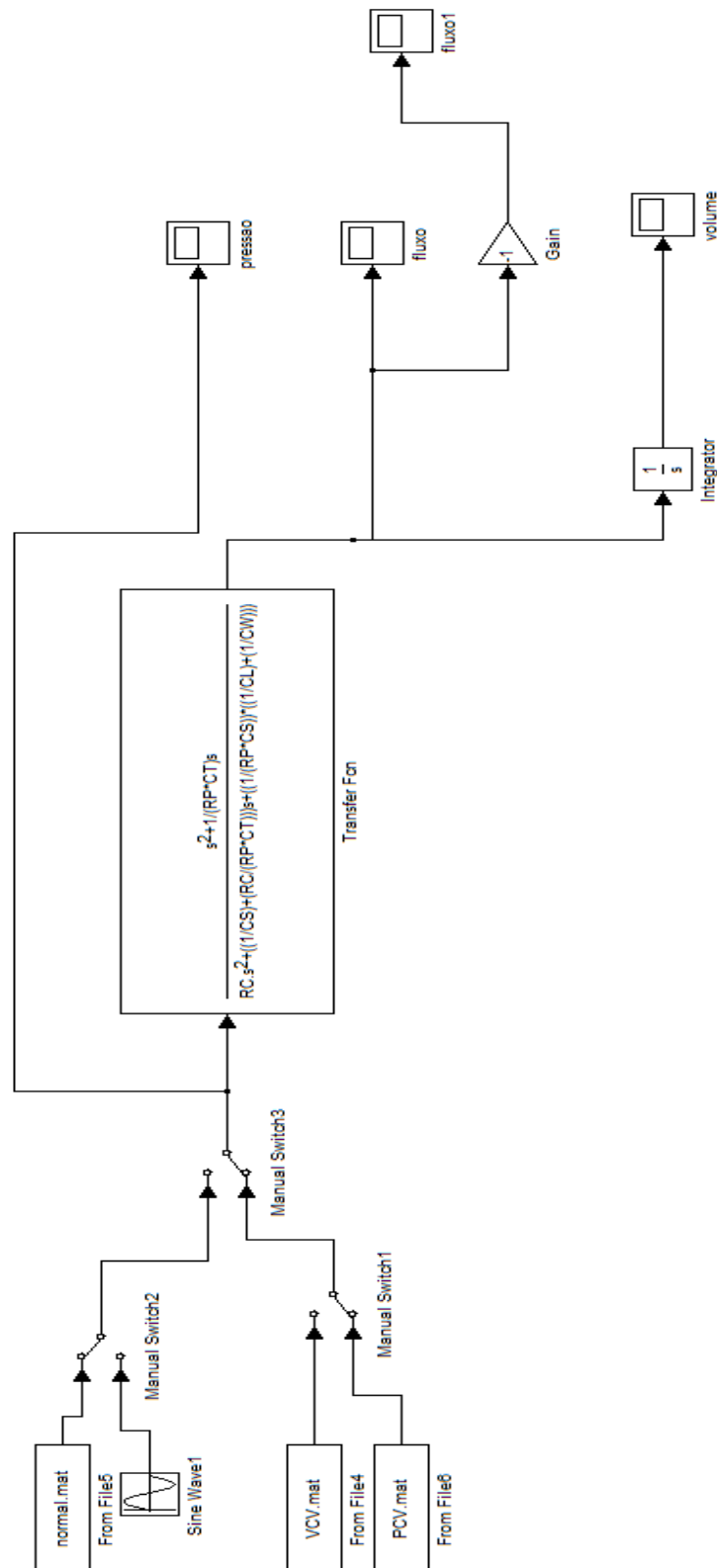


Figura C - 1- Diagrama de blocos construído com base no modelo matemático mod4.